



MIGUEL ÂNGELO
CORREIA
ANTUNES

**DETERMINAÇÃO DE PARÂMETROS
ÓTIMOS DE MATERIAIS DE
PROTEÇÃO EM CAPACETES PARA
MINIMIZAR CRITÉRIOS DE LESÃO**

Dissertação de Mestrado em Engenharia de
Produção

ORIENTADOR

Doutor Paulo Jorge Pires Moita, ESTS/IPS

COORIENTADOR

Doutor Aníbal Jorge de Jesus Valido, ESTS/IPS

VERSÃO FINAL

Janeiro, 2019

Agradecimentos

Ao Professor Doutor Paulo Moita (ESTS/IPS), pela paciência em orientar o trabalho desenvolvido, pela constante atenção, pelo tempo cedido e por todos os conselhos oferecidos.

Ao Professor Doutor Aníbal Valido (ESTS/IPS), por me encaminhar para o presente tema e pelo acompanhamento do trabalho.

Aos meus amigos, por me acompanharem ao longo desta jornada e por se encontrarem sempre presentes, em especial ao Bruno Dias, por ser um exemplo de determinação e força de vontade, e ao Carlos Freitas, por ser alguém de extrema confiança e que sempre me apoiou e encontrou palavras de incentivo, mesmo quando não as merecia.

À minha família, pelo apoio constante e incessante, por acreditarem em mim, por me darem força para fazer o meu melhor e por me receberem de braços abertos, independentemente do resultado.

E à minha namorada, Sofia Rodrigues, que esteve sempre ao meu lado ao longo de todo o meu percurso académico, pela disponibilidade, por me aturar nos momentos difíceis, por me dar confiança e coragem, por me apoiar tanto no fracasso como no sucesso, por todo o conforto e carinho, e por despertar em mim o desejo de ser a melhor pessoa e profissional que posso ser.

Sem vocês, esta meta nunca seria alcançada, obrigado a todos.

Resumo

A *Limiting Performance Analysis* de um capacete de proteção para motociclistas foi realizada, com o objetivo de determinar a força de controlo ótima exercida pelo material do forro interno deste equipamento sobre a cabeça do utilizador, em caso de impacto contra uma superfície rígida, com a finalidade de reduzir a severidade e probabilidade de ocorrência de lesão. Nesta análise, dois problemas de otimização foram abordados, o primeiro onde a energia total transmitida ao cérebro mediante impacto deve ser reduzida e o segundo em que o valor do *Head Injury Criterion* deve ser reduzido, ambos os problemas sujeitos a restrições associadas a outros critérios de lesão e desempenho. O modelo utilizado para simular o comportamento da cabeça é o *Translational Head Injury Model*, o qual é um modelo de parâmetros discretos. O impacto é realizado na direção Anterior-Posterior. A força de controlo ótima exercida na cabeça foi determinada para condições de impacto específicas. As soluções para o primeiro problema de otimização não cumpriram as restrições definidas. O segundo problema de otimização foi resolvido com sucesso, com os melhores resultados para uma espessura de forro interno de 30 mm.

Palavras-Chave: Capacete, Aceleração, Lesão, Cabeça, Otimização, Critério.

Abstract

The Limiting Performance Analysis of a protection helmet for motorcyclist was performed, with the aim of establishing the optimum control force exerted by the material of the inner liner of this equipment on the user's head, in the event of impact against a rigid surface, with the purpose of reducing injury severity and occurrence probability. In this analysis, two optimization problems are addressed, the first where the total energy imparted to the brain upon impact must be minimized and the second where the value of the Head Injury Criterion must be minimized, both problems bound to restrictions associated with other injury and performance criteria. The model used to simulate the behaviour of the head is the Translational Head Injury Model, which is a lumped parameter model. The impact is performed in the Anterior-Posterior direction. The optimum control force exerted on the head was established for specific impact conditions. The solutions to the for the first optimization problem didn't meet the restrictions defined. The second optimization problem was solved with success, with the best results por an inner liner thickness of 30 mm.

Keywords: Helmet, Acceleration, Injury, Head, Optimization, Criterion

Índice

Agradecimentos	iii
Resumo	iv
Abstract	v
Índice	vi
Lista de Figuras	viii
Lista de Tabelas	x
Lista de Siglas e Acrónimos	xi
Lista de Símbolos	xiii
Capítulo 1 - Introdução	1
1.1. Âmbito	1
1.2. Objetivos	2
1.3. Estrutura dos Capítulos	3
Capítulo 2 – Revisão Bibliográfica	4
2.1. Capacetes de Motociclistas	4
2.1.1. Função de um Capacete de Segurança e a sua Eficiência	4
2.1.2. Componentes Principais e Secundários de Capacetes	5
2.1.2.1. Casco (<i>Outer Shell</i>)	6
2.1.2.2. Forro Interno (<i>Liner</i>)	6
2.1.2.3. Almofada de Conforto (<i>Comfort Padding</i>)	7
2.1.2.4. Sistema de Retenção (<i>Retention System</i>)	7
2.1.2.5. Visor (<i>Visor/Shield</i>)	7
2.1.2.6. Sistema de Ventilação (<i>Ventilation System</i>)	7
2.1.3. Influência do Design do Capacete na Prevenção de Lesão	8
2.1.4. Normas de Capacetes de Segurança	9
2.1.4.1. Norma ECE R 22.05 e Teste de Absorção de Impacto	11
2.2. Aceleração Linear Máxima e <i>Head Injury Criterion</i>	12
2.2.1. Aceleração Linear Máxima	12
2.2.2. Definição e Desenvolvimento do <i>Head Injury Criterion</i>	13
2.2.3. Valores de HIC e Probabilidade de Lesão	16
2.2.4. Limitações do HIC e sua Adequabilidade como Critério de Lesão	17
2.3. Modelação da Cabeça Humana e Otimização	19
2.3.1. Otimização de Capacetes e Categorias de Modelos da Cabeça Humana	19
2.3.2. <i>Translational Head Injury Model</i>	21
2.3.3. <i>Translational Energy Criteria</i>	24
2.3.3.1. TEC e Lesão Cerebral	25
2.3.3.2. TEC e Fratura do Crânio	25

2.3.4.	Estudos de otimização de capacetes utilizando o THIM e TEC	26
	Capítulo 3 – Problemas, Ferramentas e Métodos	28
3.1.	<i>Translational Head Injury Model</i>	28
3.2.	Discretização Temporal.....	31
3.3.	Crítérios de Lesão e Desempenho.....	32
3.4.	Condições de Impacto e Parâmetros do Modelo	34
3.5.	Formulação dos Problemas de Otimização	35
3.6.	Método de cálculo do HIC	36
	Capítulo 4 - Resultados e Discussão	38
4.1.	Primeiro problema de otimização.....	38
4.1.1.	D3 de 10 mm - Resultados	39
4.1.2.	D3 de 18 mm - Resultados	42
4.1.3.	D3 de 10 e 18 mm - Discussão.....	45
4.2.	Segundo problema de otimização.....	47
4.2.1.	Velocidade de 4,85 m/s.....	47
4.2.1.1.	D3 de 18 mm - Resultados	47
4.2.1.1.	D3 18 mm - Discussão.....	50
4.2.2.	Velocidade de 8 m/s.....	51
4.2.2.1.	D3 de 18 mm - Resultados	51
4.2.2.2.	D3 de 20 mm – Resultados.....	54
4.2.2.3.	D3 de 30 mm – Resultados.....	57
4.2.2.4.	D3 de 18, 20 e 30 mm - Discussão.....	59
	Capítulo 5 - Conclusões e Trabalhos Futuros	64
	Bibliografia.....	66

Lista de Figuras

Figura 1.1: Percentagem das zonas do corpo de motociclistas que sofrem lesão em caso de acidente (extraído de COST, 2001)	1
Figura 2.1: Componentes de um capacete de proteção (extraído de Chang et al., 2003).....	6
Figura 2.2: Wayne State University Cerebral Concussion Tolerance Curve (extraído de Balandin et al., 2007)	14
Figura 2.3: Probabilidade de Lesão vs Valor de HIC (extraído de Eager e Chapman, 2007)	16
Figura 2.4: Modelo associado ao MSC e respetivos parâmetros (extraído de Stalnaker et al., 1985)	22
Figura 2.5: Translational Head Injury Model (extraído de Stalnaker et al., 1987)	22
Figura 3.1: Cabeça protegida por um capacete atingindo uma superfície rígida (extraído de Cheng et al., 1999).....	29
Figura 3.2: Modelo THIM atingindo uma superfície rígida	30
Figura 4.1: Problema 1 - Força de Controlo Ótima vs Tempo (4,85 m/s e D3 de 10 mm)	39
Figura 4.2: Problema 1 – Potência Desenvolvida na Parte Frontal do Crânio vs Tempo (4,85 m/s e D3 de 10 mm).....	39
Figura 4.3: Problema 1 – Aceleração da Cabeça vs Tempo (4,85 m/s e D3 de 10 mm)	40
Figura 4.4: Problema 1 – Deslocamento da Parte Frontal do Crânio vs Tempo (4,85 m/s e D3 de 10 mm)	40
Figura 4.5: Problema 1 – Força de Controlo Ótima vs Tempo (4,85 m/s e D3 de 18 mm)	42
Figura 4.6: Problema 1 – Potência Desenvolvida na Parte Frontal do Crânio vs Tempo (4,85 m/s e D3 de 18 mm).....	43
Figura 4.7: Problema 1 – Aceleração da Cabeça vs Tempo (4,85 m/s e D3 de 18 mm)	43
Figura 4.8: Problema 1 – Deslocamento da Parte Frontal do Crânio vs Tempo (4,85 m/s e D3 de 18 mm)	44
Figura 4.9: Problema 2 – Força de Controlo Ótima vs Tempo (4,85 m/s e D3 de 18 mm)	47
Figura 4.10: Problema 2 – Potência Desenvolvida na Parte Frontal do Crânio vs Tempo (4,85 m/s e D3 de 18 mm).....	48
Figura 4.11: Problema 2 – Aceleração da Cabeça vs Tempo (4,85 m/s e D3 de 18 mm)	48
Figura 4.12: Problema 2 – Deslocamento da Parte Frontal do Crânio vs Tempo (4,85 m/s e D3 de 18 mm)	49
Figura 4.13: Problema 2 – Força Ótima vs Tempo (8 m/s e D3 de 18 mm)	51
Figura 4.14: Potência Desenvolvida na Parte Frontal do Crânio vs Tempo (8 m/s e D3 de 18 mm)	51
Figura 4.15: Problema 2 – Aceleração da Cabeça vs Tempo (8 m/s e D3 de 18 mm)	52
Figura 4.16: Problema 2 – Deslocamento da Parte Frontal do Crânio vs Tempo (8 m/s e D3 de 18 mm)	52
Figura 4.17: Problema 2 – Força Ótima vs Tempo (8 m/s e D3 de 20 mm)	54
Figura 4.18: Problema 2 – Potência Desenvolvida na Parte Frontal do Crânio vs Tempo (8 m/s e D3 de 20 mm).....	54
Figura 4.19: Problema 2 – Aceleração da Cabeça vs Tempo (8 m/s e D3 de 20 mm)	55
Figura 4.20: Problema 2 – Deslocamento da Parte Frontal do Crânio vs Tempo (8 m/s e D3 de 20 mm)	55
Figura 4.21: Problema 2 – Força de Controlo Ótima vs Tempo (8 m/s e D3 de 30 mm)	57
Figura 4.22: Problema 2 – Potência Desenvolvida na Parte Frontal do Crânio vs Tempo (8 m/s e D3 de 30 mm).....	57
Figura 4.23: Problema 2 – Aceleração da Cabeça vs Tempo (8 m/s e D3 de 30 mm)	58
Figura 4.24: Problema 2 – Deslocamento da Parte Frontal do Crânio vs Tempo (8 m/s e D3 de 30 mm)	58
Figura 4.25: Problema 2 - Força de controlo ótima para cada nível de D ₃ (8 m/s)	60

Figura 4.26: Problema 2 - Potência desenvolvida na parte frontal do crânio para cada nível de D_3 (8 m/s)	60
Figura 4.27: Problema 2 - Aceleração da Cabeça para cada nível de D_3 (8 m/s).....	61
Figura 4.28: Problema 2: Deslocamento da parte frontal do crânio para cada nível de D_3 (8 m/s)	61

Lista de Tabelas

Tabela 2.1: Valores AIS, severidade de lesão e avaliação (adaptado de Civil e Schwab, 1988)	17
Tabela 3.1: Intervalos de tempo $t_2 - t_1$ possíveis	37
Tabela 4.1: Problema 1 - Valores dos Critérios (D_3 de 10 mm)	40
Tabela 4.2: Problema 1 - Valores dos Critérios (D_3 de 18 mm)	44
Tabela 4.3: Problema 2 - Valores dos Critérios (4,85 m/s e D_3 de 18 mm)	49
Tabela 4.4: Problema 2 - Valores dos Critérios (8 m/s e D_3 de 18 mm)	52
Tabela 4.5: Problema 2 - Valores dos Critérios (8 m/s e D_3 de 20 mm)	55
Tabela 4.6: Problema 2 - Valores dos Critérios (8 m/s e D_3 de 30 mm)	58
Tabela 4.7: Problema 2 - Critérios de Lesão/Desempenho para cada nível de D_3 (8 m/s)	61

Lista de Siglas e Acrónimos

ABS	Acrilonitrila Butadieno Estireno
AIS	<i>Abbreviated Injury Scale</i> (Escala de Lesão Abreviada)
EAIS	<i>Equivalent Abbreviated Injury Scale</i> (Escala de Lesão Abreviada Equivalente)
EPS	Polistireno Expandido
GSI	<i>Gadd's Severity Index</i> (Índice de Severidade de Gadd)
HIC	<i>Head Injury Criterion</i> (Critério de Lesão na Cabeça)
HIP	<i>Head Impact Power</i> (Potência de Impacto da Cabeça)
MAIS	<i>Maximum Abbreviated Injury Scale</i> (Escala de Lesão Abreviada Máxima)
MSC	<i>Mean Strain Criterion</i> (Critério de Deformação Média)
NMSC	<i>New Mean Strain Criterion</i> (Novo Critério de Deformação média)
POSF	Probabilidade de Fratura do Crânio
PU	Poliuretano
PVC	Cloreto de Polivinilo
TEC	<i>Translational Energy Criteria</i> (Critérios de Energia Translacional)

THIM	<i>Translational Head Injury Model</i> (Modelo de Lesão na Cabeça Translacional)
VSI	<i>Versace Severity Index</i> (Índice de Severidade de Versace)
WSTC	<i>Wayne State University Cerebral Concussion Tolerance Curve</i> (Curva de Tolerância à Contusão Cerebral da Universidade de Wayne State)
EC	Energia dissipada
PW	Potência da mola
erf	Função de erro de Gauss

Lista de Símbolos

Δ	Diferença, variação
\triangle	Parâmetro de tempo com valor constante
α	Constante de lesão
β	Velocidade de impacto
δ	Função auxiliar para cálculo de POSF
μ	Média de uma distribuição normal
π	Pi
σ	Desvio padrão de uma distribuição normal
S_0	Espessura do forro interno
\ddot{X}, \ddot{x}	Aceleração
\dot{X}, \dot{x}	Velocidade
\bar{a}	Aceleração média
v_0	Velocidade de impacto
D_S^e	Matriz dinâmica da equação do estado do elemento finito
\ddot{U}	Vetor aceleração
\dot{U}	Vetor velocidade
D	Restrição
F	Força
J	Critério de lesão/desempenho
K, k	Constante de rigidez

M, m	Massa
N	Nó de tempo
T	Dimensão da janela temporal
X, x	Deslocamento
a	Aceleração instantânea
c	Coeficiente de amortecimento
e	Elemento finito
\log	Logaritmo de base 10
n	Fator de peso maior que 1
n	Número de graus de liberdade espaciais
t	Tempo, instante de tempo
u	Força de controlo
\mathbf{C}	Matriz de amortecimento
\mathbf{K}	Matriz de rigidez
\mathbf{M}	Matriz de massas
\mathbf{P}	Variável da força de controlo
\mathbf{U}	Vetor deslocamento
\mathbf{u}	Vetor de carga
\mathbf{z}	Vetor das variáveis de estado

Capítulo 1 - Introdução

1.1. Âmbito

Segundo o relatório proporcionado pela World Health Organization (2015), por ano, mais de 1,2 milhões de pessoas perdem a vida como resultado de acidentes rodoviários. Destes, 23% são motociclistas (World Health Organization, 2015), sendo os acidentes em que estão envolvidos identificados como a oitava causa principal de morte a nível global em 2010 (Losano et al. 2012).

Os motociclistas encontram-se bastante menos protegidos em caso de acidente que os utilizadores de outros veículos, servindo como exemplo os condutores e passageiros de carros ou camiões. Tal condição deve-se ao facto dos utilizadores de automóveis possuírem uma série de aparelhos e equipamentos de proteção, tais como cinto de segurança, airbag, apoio para o pescoço e a própria estrutura do automóvel, enquanto que os motociclistas possuem como maior meio de proteção o capacete de segurança.

A lesão na cabeça, como consequência de acidentes envolvendo motociclistas, é das lesões mais comuns, tal como apresentado na figura 1.1, ocorrendo em cerca de 66,7% dos casos, sendo apenas ultrapassada pela lesão nas pernas (COST, 2001).

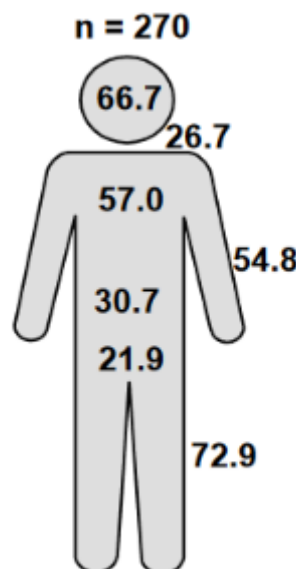


Figura 1.1: Percentagem das zonas do corpo de motociclistas que sofrem lesão em caso de acidente (extraído de COST, 2001)

A proteção da cabeça revela-se, portanto, como um fator fundamental para garantir alguma segurança em caso de acidente, e o desenvolvimento e estudo de meios de proteção é essencial para a melhoria de tal grau de proteção. Dentro dos estudos de melhoria do desempenho de capacetes de proteção identificam-se os denominados como *Limiting Performance*, sendo exemplos os realizados por Balandin et al. (2001) e por Cheng et al. (1999). Estudos de *Limiting Performance* são realizados substituindo partes de um sistema, tal como o forro interno de um capacete de proteção, por forças de controlo genéricas, determinando-se os valores ótimos destas forças que irão proporcionar o melhor desempenho do sistema (Cheng et al., 1999). Os valores ótimos destas forças são determinados de modo a que um ou mais critérios de desempenho sejam minimizados enquanto outros critérios de desempenho se encontram constrangidos a valores limite. Um exemplo deste tipo de critérios é o *Head Injury Criterion* (HIC), que é o critério de lesão na cabeça mais conhecido e utilizado (Fernandes e Sousa, 2013).

Como resultado deste tipo de estudo, teoricamente são obtidos os valores ótimos da força de controlo, os quais não se encontram limitados a constrangimentos de design do capacete ou outro constrangimento físico.

É dentro deste contexto de proteção e preservação da cabeça do utilizador de capacetes de proteção que se enquadra o âmbito da presente dissertação, onde se procura encontrar as características ótimas de um dos componentes dos capacetes de segurança para motociclistas, neste caso o forro interno.

1.2. Objetivos

O objetivo da presente dissertação é realizar uma *Limiting Performance Analysis*, onde se procuram os valores ótimos da força exercida pelo material do forro interno de um capacete de segurança de motociclista, como resultado de um impacto contra uma superfície rígida, com a finalidade de reduzir a probabilidade de ocorrência e severidade de lesão a nível da cabeça. O impacto da cabeça protegida por um capacete contra uma superfície rígida será simulado utilizando um software de otimização computacional desenvolvido em linguagem FORTRAN, pelos orientadores da presente dissertação, o qual faz uso de um modelo da cabeça de parâmetros discretos denominado *Translational Head Injury Model* (THIM) para proporcionar os valores ótimos de força de controlo para cada instante de tempo após o referido impacto.

Como a finalidade é reduzir o risco de ocorrência de lesão na cabeça, esta *Limiting Performance Analysis* deve ser realizada de maneira a que critérios como a potência máxima desenvolvida no crânio, a aceleração máxima atingida pela cabeça, o deslocamento máximo da cabeça, a totalidade de energia transmitida ao cérebro e o valor do critério de lesão conhecido como *Head Injury Criterion* (HIC) não excedam um conjunto de valores limite, definidos para garantir a segurança da cabeça. Estes últimos critérios, de energia e HIC, sendo os critérios a serem minimizados, enquanto que os restantes devem cumprir as restrições definidas pelos

valores limite selecionados, existindo, portanto, dois problemas de otimização distintos a serem resolvidos.

A resolução destes problemas de otimização irá proporcionar os valores teóricos ótimos de força de controlo exercida pelo material constituinte do forro interno, independentemente de constrangimentos de design do equipamento de proteção e tais valores sem possuírem qualquer associação a materiais existentes.

1.3. Estrutura dos Capítulos

O capítulo 1 é constituído por uma introdução, objetivos e estrutura de capítulos da presente dissertação.

O capítulo 2 é constituído pela revisão bibliográfica em si, onde são abordados três temas distintos, sendo estes “Capacetes de Motociclistas”, “Aceleração Linear Máxima e *Head Injury Criterion*” e “Modelação da Cabeça Humana e Otimização”.

O capítulo 3 aborda os problemas, ferramentas e métodos de otimização associadas à *Limiting Performance Analysis*.

O capítulo 4 apresenta todos os resultados obtidos pela resolução dos problemas de otimização referidos no capítulo anterior, bem como a discussão dos mesmos.

O capítulo 5 apresenta as conclusões tomadas em relação à *Limiting Performance Analysis* realizada e sugestões de trabalhos futuros.

Capítulo 2 – Revisão Bibliográfica

Ao longo do presente capítulo encontra-se apresentada a revisão bibliográfica relacionada com o tema de otimização de capacetes de proteção para motociclistas. Dentro deste capítulo são abordados três temas distintos, sendo estes “Capacetes de Motociclistas”, “Aceleração Linear Máxima e *Head Injury Criterion*” e “Modelação da Cabeça Humana e Otimização”.

2.1. Capacetes de Motociclistas

2.1.1. Função de um Capacete de Segurança e a sua Eficiência

A função principal de um capacete de segurança é proteger a cabeça do utilizador de lesão em caso de impacto, ou seja, protegê-la tanto de fratura do crânio como de lesão no cérebro. Esta última função de proteção é particularmente importante, visto que lesões a nível cerebral são normalmente graves e podem provocar danos permanentes, tais como deficiências ou até a morte do indivíduo (Fernandes e Sousa, 2013).

Como função secundária, o capacete serve ainda como meio de proteção contra efeitos provocados por condições atmosféricas e ruído, assegurando algum conforto ao utilizador.

Um estudo realizado por Liu et al. (2008) focou-se na meta-análise de 61 outros estudos, os quais examinaram a utilização de capacete como meio de intervenção, com resultados abrangendo a morte e lesão na zona da cabeça, pescoço ou face do motociclista. Os estudos analisados são variados em detalhe e qualidade, sendo avaliados com base na consideração de fatores de confusão, como género e idade do utilizador, consumo alcoólico, velocidade e condições ambientais, bem como qual o tipo de capacete utilizado. Liu et al. (2008) chegaram à conclusão que será apropriado constatar que a utilização de capacetes de proteção reduz o risco de lesão na cabeça em 69% e de morte em 42%, sem qualquer resultado significativo relativo à associação da utilização de capacetes de proteção na ocorrência de lesões no pescoço ou lesões faciais.

Tais valores e conclusões encontram-se em conformidade com outros estudos disponíveis na literatura, como os realizados pela National Highway Traffic Safety Administration, os quais indicam que a utilização de capacetes de proteção reduz a ocorrência de lesão traumática no

cérebro em 67% (Vaca et al., 2007) e são 37% mais eficientes na prevenção de lesões fatais para motociclistas e 41% para lesões fatais em passageiros de tais veículos (National Highway Traffic Safety Administration, 2008).

No entanto, verifica-se alguma resistência na comunidade motociclista quanto à utilização de capacetes e até mesmo ceticismo relativamente ao grau de proteção que estes oferecem. Tal situação chega ainda a apresentar-se como um problema à aplicação de legislação associada a capacetes, tanto em países desenvolvidos como em países em desenvolvimento (Liu et al., 2008). Tomando como exemplo os Estados Unidos da América, 19 estados possuem uma lei universal de utilização de capacetes de segurança, 28 estados apenas exigem que certos motociclistas utilizem capacete e 3 estados não possuem qualquer lei relativamente à utilização deste equipamento (Insurance Institute for Highway Safety, Highway Loss Data Institute, 2018). Algumas das preocupações comuns entre motociclistas dizem respeito à redução do campo de visão ao utilizar um capacete, o risco de lesão no pescoço em caso de acidente e até mesmo o preço do equipamento.

Um dos estudos mais conhecidos, levado a cabo por Goldstein (1986), constatou que motociclistas que utilizam capacetes de proteção possuem um maior risco de sofrerem lesão no pescoço, justificando tal afirmação com base no acréscimo de massa total sobre o pescoço, que provoca uma maior flexão e extensão do mesmo em caso de impacto. Para além disso, Goldstein (1986) afirma ainda que a utilização de capacetes de segurança apenas possui vantagem sobre a severidade de lesão na cabeça, sem qualquer influência na probabilidade de lesão fatal, constatando que a utilização de capacetes sacrifica a proteção do pescoço pela proteção da cabeça. Contudo, para além destas conclusões contrastarem com grande parte das pesquisas publicadas, como os estudos referidos acima, vários autores criticam o trabalho desenvolvido pelo mesmo, como Rice et al. (2016), que questionam extensivamente os resultados e métodos de Goldstein e utilizam o mesmo conjunto de dados no seu estudo, concluindo que os capacetes de segurança são bastante eficientes contra lesão fatal, lesão na cabeça e pouco a moderadamente eficientes contra lesão no pescoço.

Com base no supracitado, é seguro afirmar que a utilização de capacetes de segurança é vantajosa para motociclistas, uma vez que se apresenta como o melhor equipamento de proteção para os mesmos em caso de acidente para uma zona do corpo de extrema importância, a qual se encontra extremamente vulnerável neste tipo de condições.

2.1.2. Componentes Principais e Secundários de Capacetes

Presentemente, um capacete de segurança moderno é composto por uma série de componentes elementares, cada um com a sua função. Estes componentes encontram-se identificados na figura 2.1 e descritos posteriormente à mesma.

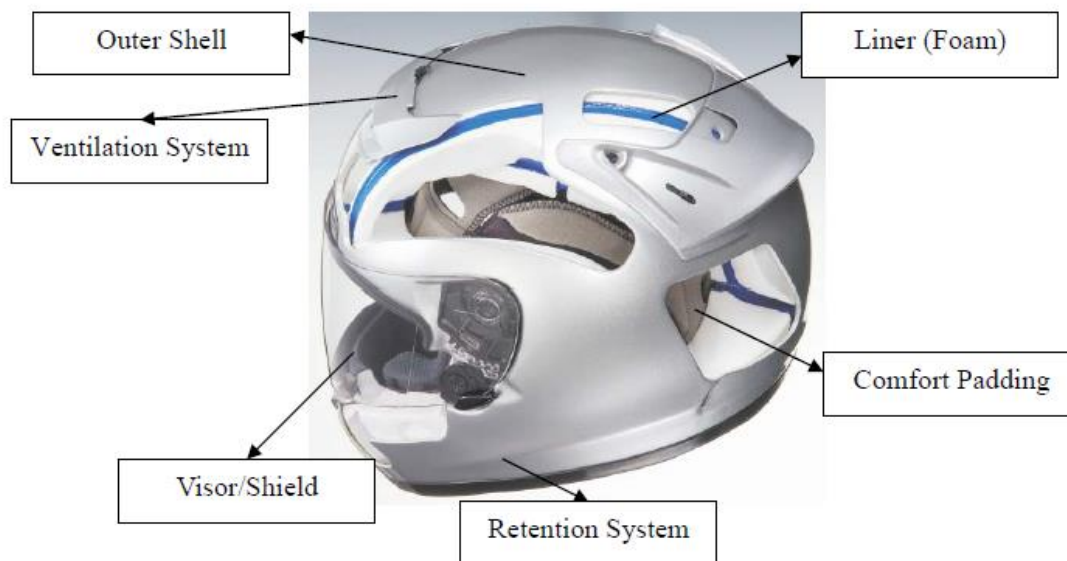


Figura 2.1: Componentes de um capacete de proteção (extraído de Chang et al., 2003)

2.1.2.1. Casco (*Outer Shell*)

O casco é o componente que constitui a camada exterior do capacete e, consequentemente, aquele que possui a maior área exposta. O casco é um componente de elevada rigidez, constituído por material termoplástico, como policarbonato e ABS, ou por material compósito, como por exemplo plástico reforçado com fibras de vidro e plástico reforçado com fibras de carbono (Motorcycle Safety Foundation, 2014) (Chang et al., 2003).

A função principal deste componente é a de proteção, servindo para distribuir a força resultante de um impacto por uma área tão grande quanto possível, permitindo assim reduzir a concentração de tensões que atinge a cabeça (Fernandes e Sousa, 2013).

Outra função é a de absorver uma pequena quantidade de energia provocada pelo impacto, normalmente entre 10 a 30% da energia total (Gilchrist e Mills, 1994) e reduzir a probabilidade de penetração do capacete por um objeto afiado (Fernandes e Sousa, 2013).

O casco serve ainda para receber o forro interno, protegendo-o de desgaste abrasivo em caso de impacto com superfícies diversas, visto que o material normalmente utilizado para constituir o forro tipicamente possui pouca resistência à abrasão e à penetração (Richter et al., 2001).

2.1.2.2. Forro Interno (*Liner*)

O forro interno encontra-se localizado dentro do casco e, em contraste com este, constitui um componente com uma rigidez mais propícia a absorver uma grande quantidade de energia, sendo normalmente constituído por polistireno expandido (Fernandes e Sousa, 2013), um material leve e com excelentes propriedades de absorção de impacto (Chang et al, 2003).

O forro interno tem como função principal proteger a cabeça do utilizador ao absorver a força de impacto restante da que foi parcialmente absorvida e dispersa pelo casco, deformando-se durante o respetivo impacto e prolongando o período de tempo até que a cabeça do utilizador atinja o repouso, provocando, deste modo, uma redução da sua aceleração e absorvendo a maioria da energia de impacto, reduzindo a carga transmitida à cabeça (Fernandes e Sousa, 2013).

2.1.2.3. Almofada de Conforto (*Comfort Padding*)

A almofada de conforto encontra-se localizada sob o forro interno, revestindo-o, e é constituída por espuma mole, flexível e de baixa densidade (exemplos: PVC, PU de célula aberta), sendo esta espuma ainda revestida com um tecido protetor (Chang et al., 2003).

Este componente tem como função garantir o conforto do utilizador e um encaixe do capacete na cabeça apropriado através da distribuição de forças de contacto estático (Gilchrist et al., 1988). Tal distribuição é importante pois, segundo Gilchrist et al. (1988), a distribuição apropriada de forças de contacto estático pode evitar dores de cabeça provocadas pela utilização do capacete, e o encaixe derivado desta distribuição influencia a aceleração induzida na cabeça (Chang et al., 2001).

2.1.2.4. Sistema de Retenção (*Retention System*)

O sistema de retenção é uma faixa ou banda, a qual é colocada debaixo do queixo do utilizador, normalmente constituído por tereftalato de polietileno ou nylon (Fernandes e Sousa, 2013), e encontra-se aparafusado ou fixo por rebites metálicos ao capacete (Chang et al., 2003).

A função deste componente é a de fixar firmemente o capacete à cabeça do utilizador, impedindo-o de ser separado indevidamente da mesma.

2.1.2.5. Visor (*Visor/Shield*)

O visor encontra-se fixo de maneira rotativa à parte frontal do capacete, sendo normalmente constituído por material resistente e transparente (exemplo: policarbonato) com um revestimento à prova de água e riscos (Chang et al., 2003).

A função deste componente é a de proteger a face do utilizador do vento, de objetos suspensos no ar, tais como pó e insetos, e de condições atmosféricas diversas, permitindo que o utilizador mantenha contacto visual de forma confortável com o ambiente circundante.

2.1.2.6. Sistema de Ventilação (*Ventilation System*)

O sistema de ventilação é composto por um conjunto de furos e aberturas estrategicamente posicionados ao longo da estrutura do capacete de segurança, podendo encontrar-se, por exemplo, na parte superior do capacete e junto ao visor.

A função do sistema de ventilação é a de proporcionar ao capacete um meio de ventilação, permitindo que ar fresco seja direcionado para o interior do capacete e que o ar expirado pelo utilizador e consequente humidade sejam ventilados para fora do respetivo capacete, reduzindo a temperatura dentro do mesmo (Fernandes e Sousa, 2013).

2.1.3. Influência do Design do Capacete na Prevenção de Lesão

Um dos tipos de lesão que ocorre em acidentes de motociclistas, sendo também o tipo de lesão mais comum (Fernandes e Sousa, 2013), é a lesão de cabeça fechada. Neste tipo de lesão, a cabeça sofre um determinado impacto, sem a ocorrência de fratura do crânio, existindo compressão do cérebro contra o crânio na zona de impacto e distensão na zona oposta, pelo que, posteriormente, o cérebro realiza o movimento oposto, distendendo na zona de impacto e encolhendo na extremidade oposta. Tais movimentos são o resultado da colisão do cérebro com as paredes do crânio, os quais podem originar lesões severas, como por exemplo a hemorragia, a qual provoca o inchaço do cérebro e aumenta a pressão dentro do crânio, levando a danos subsequentes. Este tipo de situação ocorre quando a cabeça não é desacelerada apropriadamente, ocorrendo picos de aceleração bastante elevados.

O design do capacete de segurança é um fator de extrema importância para prevenir este tipo de lesão. Shuaeib et al. (2007) identificaram que a rigidez e densidade do forro interno revelam-se como sendo das variáveis mais importantes para garantir que a cabeça do utilizador possa desacelerar de maneira adequada em caso de impacto, prevenindo assim lesões severas. Quando o material do forro interno tem pouca rigidez, a cabeça do utilizador pode, em caso de impacto, esmagar este material completamente, e, ao entrar em contacto com o casco, a cabeça para subitamente, visto que o que resta para além do forro interno se resume ao casco, o qual possui elevada rigidez, originando elevadas acelerações a nível cerebral e, consequentemente, lesões severas. Quando o material possui maior rigidez ou em caso de impactos de baixa velocidade, verifica-se um problema semelhante, sendo a cabeça desacelerada e o seu movimento interrompido subitamente, de maneira inapropriada. Logo, o comportamento do capacete e da cabeça do utilizador irá depender não só das condições do impacto em questão, mas também das propriedades do capacete. Por exemplo, a espessura do forro ideal depende bastante da velocidade de impacto da cabeça (Chang et al., 2003). A partir desta afirmação, assume-se que os capacetes de segurança proporcionam a melhor proteção para a velocidade de impacto para a qual são projetados, existindo um declínio no seu desempenho para outras velocidades.

A espessura e rigidez do casco também se revelam como fatores importantes no design de capacetes. A geometria do casco influencia a rigidez do mesmo. A rigidez na zona da coroa é maior pelo facto de essa zona possuir uma curvatura convexa dupla (Gilchrist e Mills, 1994). Sendo esta uma zona com maior rigidez em comparação com outros locais do casco, como as extremidades do capacete por exemplo, um forro interno com menos rigidez deve encontrar-se

localizado na região da coroa, a fim de compensar a elevada rigidez desta zona e tornar a resposta do capacete independente do local de impacto (Mills et al., 2009).

Outro aspeto de relevo referente ao design do casco tem a ver com o atrito do mesmo com a superfície de impacto, verificando-se que um coeficiente de atrito reduzido proporciona benefícios consideráveis a nível do desempenho do capacete, influenciando moderadamente acelerações lineares e consideravelmente acelerações angulares (Finan et al., 2008). A seleção dos materiais apresenta-se também como um fator de relevo no design de capacetes de segurança. O casco, por exemplo, como foi previamente referido, absorve uma pequena porção da energia de impacto, sendo a restante absorvida pelo material do forro interno e pela própria cabeça do utilizador quando o material do forro interno se encontrar completamente esmagado, situação na qual as forças de impacto desenvolvidas serão bastante elevadas (Fernandes e Sousa, 2013). Uma solução para este problema é possuir um casco que absorve alguma energia adicional durante o impacto (Pinnoji et al., 2010). Ao utilizar cascos constituídos por material compósito, este podem encontrar-se adaptados para fazer uso de mecanismos de cedência e rutura, tais como a quebra de fibras e delaminação da matriz do material, de modo a absorver mais energia de impacto.

Os capacetes também são desenvolvidos tendo em consideração os requisitos das normas referentes aos mesmos, algumas das quais encontram-se identificadas mais abaixo. Por exemplo, o teste de absorção de energia para capacetes de proteção de motociclistas é realizado a uma velocidade de impacto de 7,5 m/s, de acordo com a norma ECE R 22.05 (ECE, 2002), o que é adequado, visto que o intervalo da velocidade de impacto da cabeça mais comum em acidentes reais é de 5,83 m/s a 8,33 m/s (Richter et al., 2001). Contudo, existem normas, tais como a Snell M2010 (2010), que requerem um teste de penetração, o que força os designers de capacetes de segurança a desenvolverem cascos com maior espessura a fim de cumprirem os requisitos do teste, dando origem a capacetes onde o casco pesa entre 6 a 8 vezes mais do que o forro interno (Shuaeib et al., 2002), o que não é desejável, pois tal situação pode originar valores aceleração maiores na cabeça do utilizador em caso de impacto (Fernandes e Sousa, 2013).

2.1.4. Normas de Capacetes de Segurança

Existem várias normas que se relacionam com a conformidade de capacetes de segurança para motociclistas, mas todas estas possuem o mesmo objetivo principal, que é avaliar a eficácia do capacete em caso de impacto, sendo exemplos dessa eficácia a capacidade de absorção de energia, se o equipamento permanece na cabeça ao longo do impacto e, em certos casos, se o mesmo resiste à penetração por objetos afiados. Para além de avaliarem a eficácia do capacete em caso de impacto, este tipo de norma serve ainda como meio para avaliar outros parâmetros, como ventilação, conforto, encaixe na cabeça, custo, aparência e disponibilidade (Fernandes e Sousa, 2013). Estes documentos indicam aos fabricantes deste tipo de equipamento os procedimentos necessários a realizar a fim de ser possível avaliar um capacete de segurança, para aferir se o mesmo proporciona, pelo menos, um nível mínimo de segurança ao utilizador.

Além disso, a identificação de um capacete como em conformidade com uma norma desta natureza é um indicador de qualidade para o próprio utilizador.

De acordo com Fernandes e Sousa (2013) e Pratellesi et al. (2011), presentemente, qualquer capacete de segurança disponível no mercado foi concebido para cumprir os requisitos das normas associadas a este tipo de equipamento, logo estes documentos influenciam em grande parte o design do capacete e, consequentemente, o desempenho do mesmo em caso de acidente.

Abaixo encontram-se indicadas várias normas com o propósito de avaliar o desempenho de capacetes de segurança, bem como a região de aplicação do documento (McIntosh e Grzebieta, 2013).

- AS/NZS 1698 (Austrália e Nova Zelândia);
- UN/ECE R 22.05 (Europa);
- Snell M2010 (Estados Unidos da América);
- Snell M2005 (Estados Unidos da América);
- USA DOT 571.218 (Estados Unidos da América);
- JIS T 8133 (Japão).

Embora o objetivo principal das normas seja o de assegurar o bom desempenho do capacete, estas variam drasticamente em termos dos requisitos a serem cumpridos (Pratellesi et al., 2011) (Fernandes e Sousa, 2013). Por exemplo, todas as normas exceto a ECE R 22.05 incluem um teste de resistência à penetração, no entanto, apenas esta possui um procedimento de teste para projeções na superfície do capacete e atrito, características que podem criar forças rotacionais (McIntosh e Grzebieta, 2013). Note-se que embora existam diferenças nos requisitos de desempenho e procedimentos entre normas, não existem provas de que capacetes em conformidade com uma norma sejam melhores do que outros em conformidade com outras normas (McIntosh e Grzebieta, 2013), sendo ainda possível conceber um capacete em conformidade com uma norma e não conforme com outra (Fernandes e Sousa, 2013).

De referir ainda que as normas atuais não tomam em consideração a capacidade de redução de acelerações angulares dos capacetes de segurança. Tal observação é relevante visto que, segundo Johnson (2000), acelerações angulares ocorrem em todos os acidentes de motociclistas e possuem um grande efeito sobre lesões cerebrais.

Uma comparação entre as referidas normas foi realizada por McIntosh e Grzebieta (2013), os quais indicam quais as diferenças principais entre os testes, procedimentos e requisitos de avaliação de capacetes de segurança de cada documento. Contudo, não é um objetivo da presente revisão bibliográfica descrever e comparar cada uma das normas detalhadamente, sendo apenas necessário comentar qual a sua utilidade e a importância das mesmas. No entanto, a aferição da absorção de impacto nos capacetes é de relevo para a presente revisão

bibliográfica, pelo que, de seguida será resumidamente apresentada, servindo como exemplo a norma em vigor na Europa, ECE R 22.05, e o seu respetivo teste de absorção de impacto.

2.1.4.1. Norma ECE R 22.05 e Teste de Absorção de Impacto

Segundo Newman (2005), a norma ECE R 22.05 representa o estado da arte em termos de especificações de desempenho na área de capacetes de segurança para motociclistas, sendo também a norma mais abrangente (Pratellesi et al., 2011), necessária em cerca de 50 países.

O principal objetivo da norma ECE R 22.05 (ECE, 2002) é apresentar provisões para a aprovação de capacetes de segurança e dos seus visores para condutores e passageiros de motos e motocicletas, e proporciona uma série de testes com a finalidade de garantir que o capacete testado cumpre os requisitos especificados. De acordo com Pratellesi et al. (2011), os testes desta norma para avaliar o desempenho de um dado capacete de segurança resumem-se a:

- Teste de absorção de impacto;
- Teste para projeções do capacete e atrito superficial;
- Teste de rigidez;
- Teste dinâmico do sistema de retenção;
- Testes ao visor.

Embora vários tipos de teste se encontrem identificados, é de particular interesse o teste de absorção de impacto. Este interesse é justificado pelo facto deste tipo de teste avaliar a severidade de impacto (Pratellesi et al., 2011) e o objetivo do capacete de proteção é o de prevenir lesão na cabeça ao reduzir a quantidade de energia de impacto que chega a esta parte corporal (Deck et al., 2003). Todas as restantes normas identificadas anteriormente possuem algum tipo de teste de absorção de impacto, particularmente contra uma bigorna plana (McIntosh e Grzebieta, 2013), o que sustenta o presente argumento.

Resumidamente, o teste de absorção de impacto da ECE R 22.05 (ECE, 2002) é realizado através da colocação de um aparelho antropomórfico metálico, que essencialmente é um objeto com a forma da cabeça humana, equipado com um acelerómetro tridimensional dentro do capacete a ser testado e posteriormente largar o conjunto sobre uma bigorna fixa a uma base. A bigorna utilizada pode ser uma bigorna plana de aço ou uma bigorna em forma de lancil. O aparelho antropomórfico encontra-se fixado a um sistema de apoio móvel e o conjunto capacete/aparelho antropomórfico é guiado por um sistema de orientação, o qual possui o mínimo de influência na velocidade de impacto (no máximo 5% da velocidade de impacto teórica especificada para a realização do teste). O mesmo capacete é utilizado para realizar testes em pelo menos 4 pontos de impacto, sendo estes a área frontal, área lateral esquerda ou direita, área traseira e a área com raio de 50 milímetros centrada com o eixo vertical e superfície exterior do casco do capacete. A velocidade de impacto nestes pontos deve ser de 7,5 m/s. Um ponto

adicional pode ser considerado para capacetes que possuam uma cobertura de proteção inferior para a face, sendo essa a zona testada. O teste para este ponto é realizado posteriormente aos testes realizados aos outros 4 pontos, numa bigorna de aço plana, com uma velocidade de impacto de 5,5 m/s

De notar que a norma ECE R 22.05 não requer que o referido teste seja realizado para dois impactos consecutivos, ao contrário de todas as outras normas identificadas anteriormente (McIntosh e Grzebieta, 2013). Tal observação é importante visto que o material mais comum em forros internos de capacetes é uma espuma EPS (Fernandes e Sousa, 2013), e segundo Shuaeib et al. (2007) a espuma EPS apresenta-se como um material que funciona adequadamente apenas no primeiro impacto.

Em termos de avaliação, a capacidade de absorção de impacto por parte do capacete de segurança é determinada através do registo da aceleração transmitida ao aparelho antropomórfico em relação ao tempo. A eficiência de absorção é considerada satisfatória quando a aceleração resultante, medida no centro de gravidade do aparelho antropomórfico, não excede os 275 g e o critério de lesão denominado *Head Injury Criterion* (HIC) não excede os 2400 g^{2.5}.s (ECE, 2002).

Visto que estes critérios são necessários para aferir o desempenho de capacetes de acordo com a norma ECE R 22.05 (ECE, 2002), tanto o critério de aceleração linear máxima e o HIC serão de seguida abordados e descritos na presente revisão bibliográfica.

2.2. Aceleração Linear Máxima e *Head Injury Criterion*

2.2.1. Aceleração Linear Máxima

A aceleração linear máxima, no contexto da presente dissertação, é o valor máximo de aceleração linear atingido pelo centro de gravidade da cabeça humana, ou de um aparelho antropomórfico, durante o impacto. Este valor é normalmente representado em múltiplos de g, sendo g a constante de aceleração gravítica, com valor de 9,81 m/s². Normalmente é medida sob a forma de aceleração resultante (ECE, 2002).

A aceleração linear máxima apresenta-se como um dos critérios de lesão na cabeça mais simples, sendo apenas necessário comparar o valor da mesma com um valor limite que não pode ser excedido. A partir desta comparação, podem ser desenvolvidas soluções para reduzir a aceleração linear máxima, caso seja considerado necessário.

Uma das aplicações deste critério, conforme referido anteriormente, encontra-se na aprovação de capacetes de segurança. Por exemplo, a norma ECE R 22.05 requer que o valor de aceleração linear máxima seja menor ou igual a 275 g em qualquer instante durante um dado impacto (ECE, 2002). Além disso, todas as normas referidas anteriormente utilizam a aceleração

do centro de gravidade dos aparelhos antropomórficos como critério necessário para determinar o desempenho dos capacetes de segurança (McIntosh e Grzebieta, 2013).

Vários estudos referentes à aceleração linear máxima foram realizados, nos quais a probabilidade de ocorrência de lesão é correlacionada com o valor máximo da referida aceleração. Por exemplo, King et al. (2003) estimaram que a probabilidade de ocorrer lesão cerebral traumática moderada é de 25%, 50% e 75% para valores de aceleração linear da cabeça de 559 m/s², 778 m/s² e 965 m/s², respectivamente.

Contudo, a consideração da aceleração linear máxima da cabeça por si só não contabiliza a duração do impacto, a qual foi demonstrada por Gurdjian et al. (1966) como um fator de relevo para avaliação de severidade de lesão, verificando-se que a tolerância da cabeça à aceleração diminui com o aumento da duração do impacto.

2.2.2. Definição e Desenvolvimento do *Head Injury Criterion*

Outro critério utilizado para avaliar o desempenho de capacetes de segurança é o denominado *Head Injury Criterion* (HIC), o qual toma em consideração os efeitos da aceleração linear máxima e da distribuição e duração do impacto. Tal critério pode ser utilizado para aferir a qualidade de capacetes de segurança, conforme referido anteriormente na descrição do teste de absorção de impacto segundo o especificado pela norma ECE R 22.05 (ECE, 2002). Contudo, a utilização do HIC não se encontra limitada à avaliação de capacetes de segurança, tendo aplicação na avaliação do desempenho de veículos de transporte, tanto rodoviários como aéreos, e ainda como indicador de qualidade para superfícies de desporto e de recreio (Balandin et al., 2007).

Segundo Balandin et al. (2007), o HIC é um critério empírico integral que avalia a possível severidade de lesão no cérebro humano induzida por um impacto em termos dos parâmetros cinemáticos que o caracterizam.

O HIC baseia-se em experiências biomecânicas com o objetivo de investigar a influência da intensidade e duração do impulso de aceleração provocado por impacto nas características de lesão cerebral. Este critério teve origem no trabalho pioneiro de Gurdjian e dos seus colegas na Wayne State University, em Michigan, Estados Unidos da América, nos anos 50 (Gurdjian et al., 1953, 1964, 1966). As experiências realizadas consistiam em avaliar os efeitos da aceleração na pressão intracraniana de cães, macacos e cadáveres humanos pela aplicação de golpes com diversos pesos, sendo medidas, para além da referida pressão intracraniana, a duração do impulso de impacto e a aceleração média de um ponto de referência da cabeça da cobaia ao longo do referido impulso de aceleração. Os valores de pressão intracraniana indicavam o grau de severidade de lesão na cabeça. Foi feita uma distinção entre dois graus de lesão: maior e menor. Dentro das lesões maiores englobam-se os casos severos, nas quais as lesões se encontram associadas com alterações permanentes, com consequências como a morte ou deficiência. As lesões menores englobam os casos menos severos, onde as alterações

permanentes não ocorreram. Associando o grau de lesão à aceleração média e duração do impulso de impacto de cada experiência, foi traçada a *Wayne State University Cerebral Concussion Tolerance Curve* (WSTC), apresentada na figura 2.2, a qual separa as lesões graves das menores.

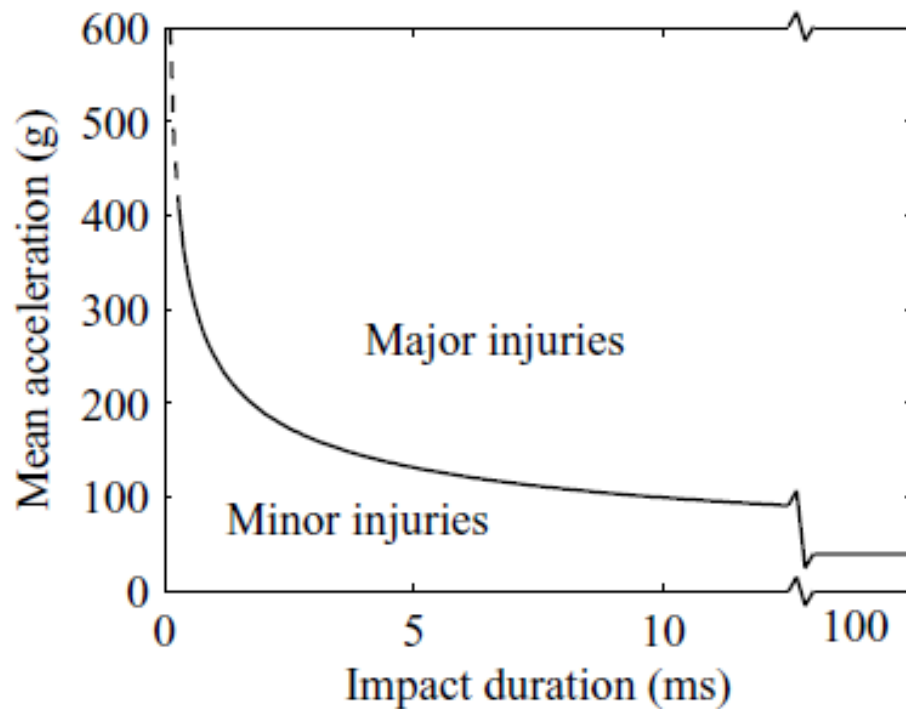


Figura 2.2: Wayne State University Cerebral Concussion Tolerance Curve (extraído de Balandin et al., 2007)

A partir deste gráfico é possível concluir que quanto maior for a duração do impacto menor será a tolerância do cérebro a elevadas acelerações.

Se a referida curva for traçada na escala logarítmica, a mesma passa a ser representada por uma linha reta, obtendo-se pelo método dos mínimos quadrados a seguinte equação:

$$2,5 \log(\bar{a}) + \log(\Delta t) = 3 \Leftrightarrow \bar{a}^{2,5} \Delta t = 1000 \quad (2.1)$$

onde \log é o logaritmo de base 10, \bar{a} é a aceleração média e Δt é a duração do impulso de impacto (Balandin et al., 2007)

Gadd (1966), tendo por base a equação (2.1), desenvolveu um critério de lesão que integra o impulso obtido de tal modo que toma em consideração tanto a intensidade da aceleração como a duração do impulso. A expressão desenvolvida (2.2) é denominada como *Gadd's Severity Index*, onde a é a intensidade da aceleração instantânea do centro de massa do cérebro em g,

n é o fator de peso maior do que 1, t é o tempo em segundos e t_1 e t_2 são os instantes inicial e final do impulso de impacto, respetivamente.

$$GSI = \int_{t_1}^{t_2} [a(t)]^n dt \quad (2.2)$$

O fator de peso utilizado para aplicar o índice de severidade para estimar uma lesão interna na cabeça, por golpes frontais, possui um valor de 2,5, com base no declive da WSTC (Gadd, 1966). O valor para ocorrência de contusão por impacto frontal utilizando o índice de severidade apresentado é de 1000 g^{2.5}.s.

Mais tarde, Versace (1971) realizou uma revisão a este critério, analisando a relação entre a WSTC e GSI, propondo um novo critério com base na aceleração média, apresentado pela equação (2.3), onde a expressão dentro dos parêntesis retos é a aceleração média ao longo do período de tempo especificado.

$$VSI = \left[\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right]^{2.5} (t_2 - t_1) \quad (2.3)$$

De referir que esta expressão é equivalente à expressão apresentada na equação (2.1), visto que é o produto da aceleração média com a duração do impulso de impacto. O valor limite para este critério, a partir do qual existe grande risco de ocorrência de lesão severa a nível da cabeça, é também de 1000 g^{2.5}.s.

Posteriormente, a National Highway Traffic Safety Administration (1972) propôs o *Head Injury Criterion* (HIC), dado pela equação (2.4).

$$HIC = \max_{t_1, t_2, t_2 - t_1 \leq \Delta} \left\{ \left[\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right]^{2.5} (t_2 - t_1) \right\} \quad (2.4)$$

onde Δ é um parâmetro de tempo com valor constante. Normalmente em testes de impacto os valores utilizados para este parâmetro são 15 ms ou 36 ms (Sanchez et al., 2012). Essencialmente, o HIC é uma versão atualizada do critério proposto por Versace (1971), em que o intervalo de tempo dado por $t_2 - t_1$ não é um valor fixo, mas sim um valor que favorece a maximização da equação (2.4), a fim de evitar um resultado final subestimado, caso o impulso de impacto envolva intervalos de tempo nos quais a intensidade da aceleração é bastante menor do que o seu valor máximo (Balandin et al., 2007). Como tal, o intervalo de tempo $t_2 - t_1$ representa todos os intervalos de tempo possíveis, desde que estes sejam menores ou iguais ao parâmetro temporal Δ . O valor limite para esta expressão é também 1000 g^{2.5}.s, sendo que para valores acima deste limite espera-se a ocorrência de lesões severas a nível da cabeça (Fernandes e Sousa, 2013).

Os testes de medição de HIC são normalmente realizados utilizando três acelerômetros colocados no centro de massa de um aparelho antropomórfico (Balandin et al., 2007).

2.2.3. Valores de HIC e Probabilidade de Lesão

Embora o valor limite do HIC seja $1000 \text{ g}^{2.5}.\text{s}$, tal não quer dizer que, para acidentes onde o valor de HIC medido seja superior a este, a vítima sofra lesões severas ou moderadas. Consequentemente, um valor de HIC registado abaixo dos $1000 \text{ g}^{2.5}.\text{s}$ não quer dizer que a vítima se encontra isenta de qualquer lesão. O critério HIC é simplesmente uma medição para determinar a possível severidade de lesão a nível da cabeça, quando esta sofre um impacto, e não uma garantia da ocorrência ou não da mesma.

Prasad e Mertz (1985) desenvolveram um conjunto de curvas que associam o valor de HIC, não só à probabilidade de lesão, como também à severidade da mesma. Essas curvas encontram-se representadas na figura 2.3.

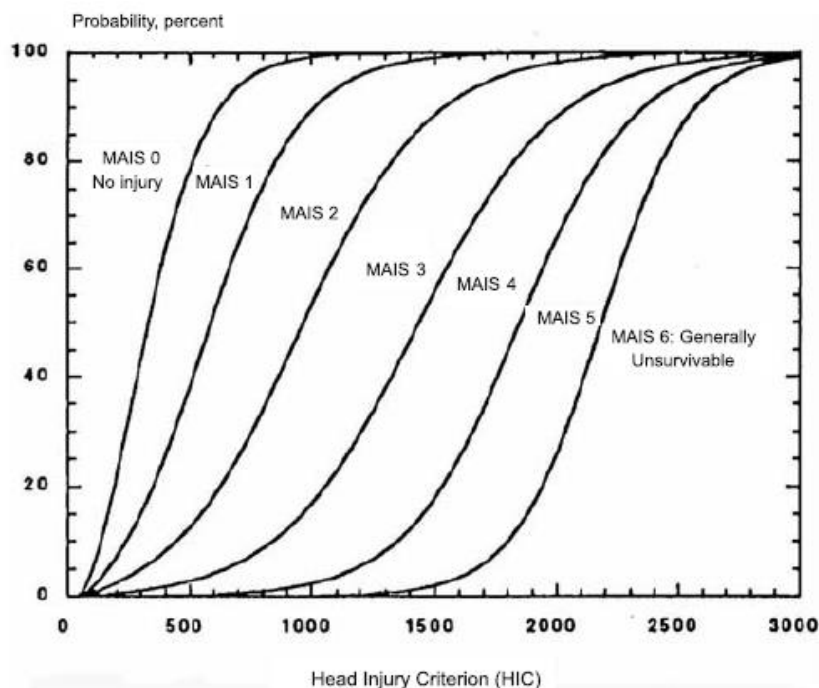


Figura 2.3: Probabilidade de Lesão vs Valor de HIC (extraído de Eager e Chapman, 2007)

O eixo das abcissas representa o valor de HIC em $\text{g}^{2.5}.\text{s}$ e o eixo das ordenadas representa a probabilidade de lesão.

Note-se que as curvas encontram-se identificadas com um código “MAIS” seguido de um algarismo. Este código refere-se à *Maximum Abbreviated Injury Scale*, que representa o valor máximo de lesão para uma parte do corpo humano, neste caso para uma porção da cabeça, segundo a *Abbreviated Injury Scale* (AIS). A AIS é um sistema de classificação de lesão global, com base anatómica, o qual classifica cada lesão por região corporal de acordo com a sua

importância numa escala de 1 a 6 (NSW Institute of Trauma and Injury Management, 2018). A tabela 2.1 representa os valores pelos quais a AIS classifica lesões na cabeça segundo a sua severidade, de acordo com a atualização de 1985.

Tabela 2.1: Valores AIS, severidade de lesão e avaliação (adaptado de Civil e Schwab, 1988)

Código AIS	Lesão	Exemplo
AIS 1	Menor	Dor de cabeça/tonturas.
AIS 2	Moderada	Letargia, perda de consciência por menos de 1 hora, amnésia.
AIS 3	Severa (Sem Perigo de Vida)	Perda de consciência entre 1 a 6 horas ou menos de 1 hora com défice neurológico, fratura da base do crânio, contusão cerebral, hemorragia subaracnoídea.
AIS 4	Severa (Com Perigo de Vida)	Perda de consciência entre 6 a 24 horas ou entre 1 a 6 horas com défice neurológico, crânio fraturado com depressão maior do que 2 cm, hematoma intracraniano menor que 100 cc.
AIS 5	Crítica	Perda de consciência por mais do que 24 horas, hematoma intracraniano maior que 100 cc, lesão no tronco encefálico.
AIS 6	Máxima	Esmagamento/laceração do tronco encefálico, decapitação.

Assim, com base na informação proporcionada, uma medição HIC com um valor de 1000 $g^{2.5}.s$ é equivalente a uma probabilidade de lesão na cabeça menor (MAIS 1) de 99,5%, de lesão moderada (MAIS 2) de 89%, de lesão severa sem perigo de vida (MAIS 3) de 55%, de lesão severa com perigo de vida (MAIS 4) de 18% e de lesão crítica (MAIS 5) de 3%, para um adulto do sexo masculino normal (Eager e Chapman, 2007).

2.2.4. Limitações do HIC e sua Adequabilidade como Critério de Lesão

Embora o HIC seja utilizado como uma métrica de desempenho em normas associadas a capacetes de segurança, existem várias limitações presentes no mesmo que põem em questão a sua viabilidade como critério de previsão de lesão.

Num workshop sobre critérios para lesão cerebral e normas de capacetes, foram apresentadas as principais limitações e desvantagens da utilização do HIC (Fenner et al., 2005).

Uma das maiores limitações relaciona-se o facto do HIC apenas considerar a aceleração linear, desprezando a aceleração angular, embora esta aceleração seja considerada a causa de várias lesões severas na cabeça (Fernandes e Sousa, 2013). Unterharnscheidt e Higgins (1969) realizaram estudos onde cabeças de primatas foram sujeitas a acelerações angulares, verificando-se que era possível provocar, através das mesmas, hematoma subdural, rutura de veias entre o crânio e o cérebro, lesões cerebrais e até mesmo lesões a nível da coluna. Johnson (2000) indica que a aceleração angular encontra-se presente em todos os acidentes de motociclistas, e que esta possui grande influência sobre lesões cerebrais.

Outra limitação é que o HIC apenas deve ser utilizado como uma medição para impactos frontais, não se encontrando, portanto, projetado para considerar impactos laterais. Newman (1986) indica a sugestão, com justificação, de que a tolerância da cabeça difere de acordo com a direção de impacto, indicando ainda que um individuo pode possuir valores de tolerância à aceleração críticos para cada um dos graus de liberdade. Hutchinson et al. (1998) também indica esta característica do HIC como uma limitação do critério.

O HIC também não toma em consideração o tipo de lesão nem as variações da massa do cérebro, algo que foi apontado por Hutchinson et al. (1998). Chamouard et al. (1986) realizaram uma série de testes em cadáveres e constataram que, quando eram observadas fraturas cranianas, o valor de HIC era menor e que as lesões eram maiores do que quando não ocorria fratura, o que indica que o tipo de lesão presente na cabeça deve ser considerado. Já Ommaya et al. (1967) verificaram que a aceleração angular e respetivos limites de lesão encontram-se relacionados com a massa do cérebro.

Entre outras limitações encontram-se a interpretação de um impulso de aceleração perigoso dentro de um impulso seguro, ao desprezar dados fora dos dois pontos escolhidos para o cálculo, e as unidades da medição, as quais são referidas como absurdas (Fenner et al., 2005).

Embora o HIC possua várias limitações e desvantagens, este critério pode ser de grande utilidade. Deck et al. (2003) afirmam que o HIC é capaz de representar o nível de severidade global de um impacto e o potencial nível de lesão na cabeça. Hopes e Chinn (1989) indicam também que o HIC é útil para comparar aparelhos de segurança que absorvam energia. Marjoux et al. (2008) realizaram uma comparação entre diversos critérios de lesão, entre os quais o HIC, utilizando dados de 61 acidentes reais, tendo verificado que os resultados obtidos ao utilizar o HIC são tão adequados quanto os obtidos com o critério *Head Impact Power* (HIP), para fratura craniana, e ligeiramente inferiores para considerar lesões cerebrais moderadas. Verificaram ainda que para acidentes mais violentos as acelerações angulares eram desprezáveis em comparação com as acelerações lineares, o que pode justificar a obtenção de melhores resultados com a utilização do HIC em comparação com o HIP, para a previsão de lesões neurológicas severas. Ainda no referido workshop (Fenner et al., 2005), indicaram que entre as vantagens do HIC encontra-se a consideração tanto da aceleração máxima como do fator de duração de tempo, em contraste com o critério de aceleração linear máxima. Outra vantagem é

que já existem curvas de risco desenvolvidas para o HIC, conforme previamente indicado (Prasad e Mertz, 1985).

Com base no que foi referido, é possível concluir que o HIC não pode ser considerado como um critério de previsão de lesão adequado, pois possui uma série de desvantagens que o tornam limitado. No entanto, o HIC ainda assim possui características de utilidade e, independentemente da opinião do utilizador do critério, terá de ser sempre utilizado para avaliar o desempenho de capacetes em conformidade com várias normas de avaliação de desempenho, como é o exemplo da ECE R 22.05 (ECE, 2002), a qual requer que o valor de HIC para os testes realizados seja inferior a 2400 $\text{g}^{2.5} \cdot \text{s}$, conforme previamente referido.

2.3. Modelação da Cabeça Humana e Otimização

2.3.1. Otimização de Capacetes e Categorias de Modelos da Cabeça Humana

É evidente que os capacetes de segurança são um equipamento de extrema importância e de utilidade para motociclistas, proporcionando um meio de proteção que absorve parte da energia de impacto, reduz a aceleração máxima atingida pela cabeça e evita completamente ou, pelo menos, parcialmente a ocorrência de lesão em caso de acidente, podendo até prevenir a morte do utilizador. Contudo, a maneira exata pela qual os capacetes protegem a cabeça ainda não é completamente compreendida (Fernandes e Sousa, 2013), sendo de referir que hoje em dia os capacetes de segurança são desenvolvidos para reduzir os valores de desaceleração dos aparelhos antropomórficos utilizados em testes e não se encontram otimizados para reduzir a lesão na cabeça (Deck et al., 2003), o que sugere que este tipo de equipamento pode ser melhorado.

Segundo Fernandes e Sousa (2013), a otimização de capacetes de segurança teve início com base em investigação experimental, sendo que os resultados encontravam-se limitados à variação de poucos parâmetros relacionados com o impacto, como por exemplo, a velocidade de impacto, verificando-se que a variação de parâmetros relacionados com os capacetes era uma atividade impraticável, devido aos recursos necessários para a produção de amostras de teste. Tais problemas foram superados com a introdução de modelos matemáticos, os quais provaram ser ferramentas extremamente importantes para compreender melhor os mecanismos de impacto de capacetes e de lesão na cabeça (Fernandes e Sousa, 2013).

Uma revisão da literatura realizada por van den Bosch (1998) apresenta uma série de categorias de modelos matemáticos da cabeça humana, sendo possível identificar:

- Modelos analíticos:

Os modelos analíticos são completamente descritos através de equações matemáticas que representam as características físicas de um sistema, como por exemplo as características mecânicas ou as características materiais. O primeiro modelo analítico da cabeça foi introduzido por Anzelius (1943), o qual representa a cabeça como uma cobertura esférica rígida e o cérebro como um fluido sem viscosidade. Dentro deste tipo de modelo é possível realizar análise de distribuições de tensão e deformação (van den Bosch, 1998), de duração de impacto e aceleração máxima da cabeça (Young, 2003) e perda de energia (Li et al., 2017). Entre as limitações deste tipo de modelo destaca-se a geometria do mesmo, pois até à data nenhum dos modelos analíticos existentes consegue tomar em consideração a espessura e curvatura real do crânio (Li et al., 2018). Contudo, estes modelos são vantajosos para se obter uma solução para um dado problema rapidamente, especialmente quando comparados com modelos da cabeça com base em elementos finitos, os quais necessitam de importantes recursos computacionais para proporcionarem soluções.

- Modelos de parâmetros discretos:

Os modelos de parâmetros discretos são modelos que representam a cabeça por uma combinação de massas, molas e amortecedores, sendo possível distinguir entre modelos translacionais, como os de Hodgson e Patrick (1968) e de Stalnaker et al. (1985), os quais consideram apenas componentes translacionais, e modelos rotacionais, como o desenvolvido por Stalnaker e Low (1987), o qual considera tanto componentes translacionais como componentes rotacionais. Normalmente estes modelos podem ser resolvidos através da utilização de teorias de dinâmica e vibrações, como a análise modal (Willinger et al., 2000). Segundo Fernandes e Sousa (2013) estes modelos são considerados úteis em estudos paramétricos e são capazes de proporcionar uma previsão mais rápida e barata do que métodos empíricos, mas, no entanto, as soluções proporcionadas por estes modelos possuem vantagens limitadas, sendo um exemplo dessa limitação a incapacidade de representar determinadas características de impacto presentes em acidentes reais.

- Modelos de elementos finitos:

Segundo van den Bosch (1998), os modelos de elementos finitos começaram a ser utilizados no campo de pesquisa de biomecânica da cabeça nos anos 70 e, de acordo com Li et al. (2017), os modelos de cabeça para simulação de impactos mais recentes são construídos com base neste método. Estes modelos possuem várias vantagens no que toca à sua utilização, pois incluem detalhes da cabeça humana e proporcionam uma quantidade extensa de informação relativamente à distribuição de tensões, propagação de ondas e dissipação de energia em várias partes da cabeça (Li et al., 2017). Outro aspeto notável dos modelos de elementos finitos é a possibilidade de considerar a variação da espessura do crânio, entre outras características anatómicas da cabeça, a um grande nível de detalhe. Fernandes e Sousa (2013) apresentam uma descrição da evolução de modelos de

elementos finitos aplicados para estudo do desempenho de capacetes de segurança e previsão de lesão na cabeça, referindo uma vasta gama de publicações com objetivos distintos, sendo exemplos o estudo do efeito da velocidade de impacto e otimização com base em critérios biomecânicos de lesão.

De acordo com o supracitado, é obvio que os modelos da cabeça construídos com base no método de elementos finitos apresentam características vantajosas e mais desejáveis quando comparados com as restantes duas categorias. No entanto, os modelos de elementos finitos necessitam de um tempo de computação considerável para gerarem soluções. Como tal as restantes duas categorias apresentam-se como soluções apelativas para se realizarem estudos de maneira mais agilizada.

Independentemente do caso, a qualidade destes modelos matemáticos encontra-se sempre dependente dos parâmetros de materiais utilizados, sendo vital que os mesmos sejam corretos (van den Bosch, 1998), a fim de garantir a fidelidade dos modelos em questão.

2.3.2. *Translational Head Injury Model*

Entre as diferentes categorias de modelos matemáticos apresentados acima, os modelos de parâmetros discretos apresentam-se como uma opção interessante para realizar estudos de otimização, pois não só representam a cabeça humana por elementos simples como podem ser utilizados para gerar resultados de maneira agilizada, quando comparados à utilização de outros tipos de modelos, como é o caso para os modelos da cabeça com base em elementos finitos.

Um dos modelos de parâmetros discretos de relevo é o *Translational Head Injury Model* (THIM), apresentado por Stalnaker et al. (1985).

Este modelo foi desenvolvido como uma melhoria a um outro modelo utilizado para determinar um critério de lesão denominado *Mean Strain Criterion* (MSC), o qual relaciona a deformação média prevista pelo modelo a níveis de lesão na cabeça (Stalnaker et al., 1985). O MSC baseia-se numa série de experiências de impedância mecânica que permitiram a caracterização da cabeça por duas massas acopladas através de uma mola e um amortecedor, montados em paralelo (Stalnaker et al., 1985). A figura 2.4 apresenta este modelo de parâmetros discretos, bem como os parâmetros de cada um dos seus elementos.

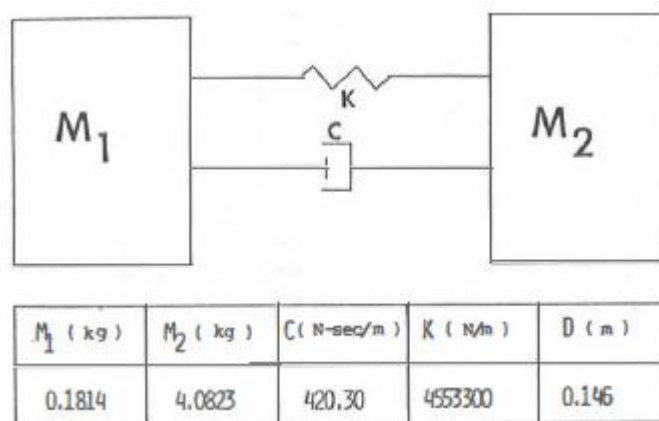


Figura 2.4: Modelo associado ao MSC e respectivos parâmetros (extraído de Stalnaker et al., 1985)

Para o MSC foi assumido, com base em estudos envolvendo primatas, que para seres humanos, deformações provocadas por impacto de valor igual iriam proporcionar o mesmo nível de lesão na cabeça, independentemente da direção do impacto, pelo que o modelo de impedância da cabeça pode, deste modo, ser determinado para qualquer direção (Stalnaker et al., 1985)

Os valores dos parâmetros do modelo foram obtidos ao encaixar a impedância mecânica do modelo da cabeça com a impedância de primatas e cadáveres determinada experimentalmente para várias direções de carga (Stalnaker et al., 1987). Contudo os modelos originais não possuíam boa compatibilidade com os dados de impedância experimentais, pelo que foi realizada uma nova análise dos modelos e os mesmos foram modificados ao introduzir um novo elemento de amortecimento em série com a mola, a fim de atingir uma boa compatibilidade entre os modelos e os dados experimentais (Stalnaker et al., 1985). O modelo resultante encontra-se apresentado na figura 2.5.

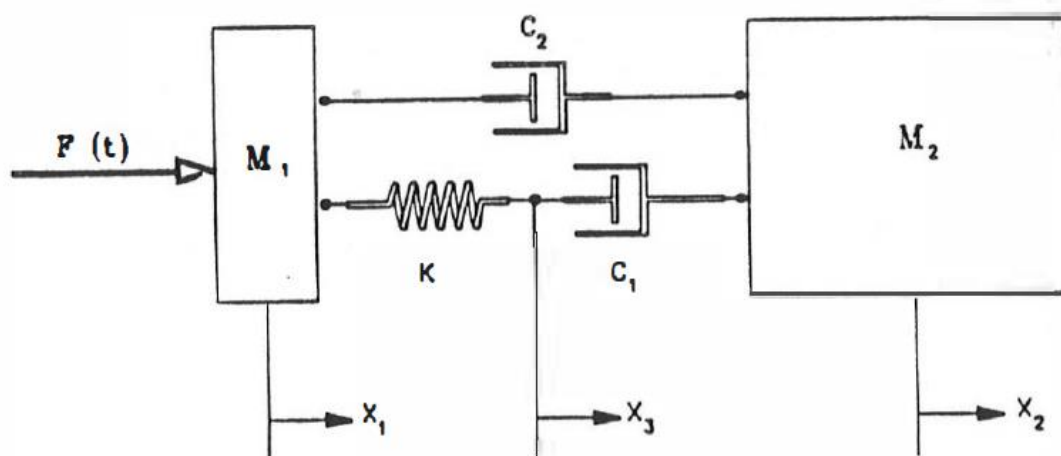


Figura 2.5: Translational Head Injury Model (extraído de Stalnaker et al., 1987)

Este modelo melhorado é um modelo de parâmetros discretos unidimensional com três graus de liberdade, composto por duas massas, uma mola e dois amortecedores. A mola K e o amortecedor C_1 encontram-se ligados em série enquanto que o amortecedor C_2 encontra-se montado em paralelo com o conjunto mola K -amortecedor C_1 . As equações que governam o modelo THIM, apresentado na Figura 2.5, são as seguintes:

$$F = M_1\ddot{X}_1 + K(X_1 - X_3) + C_2(\dot{X}_1 - \dot{X}_2) \quad (2.5)$$

$$M_2\ddot{X}_2 = C_1(\dot{X}_3 - \dot{X}_2) + C_2(\dot{X}_1 - \dot{X}_2) \quad (2.6)$$

$$K(X_1 - X_3) = C_1(\dot{X}_3 - \dot{X}_2) \quad (2.7)$$

onde F é a força aplicada à massa M_1 , e X_i , \dot{X}_i e \ddot{X}_i representam o deslocamento, velocidade e aceleração, respetivamente, de cada um dos graus de liberdade $i = 1; 2; 3$.

Com esta modificação ao modelo original, o MSC foi atualizado para o *New Mean Strain Criterion* (NMSC), que é um critério que utiliza diferentes equações de lesão de acordo com a direção de impacto. Estas equações relacionam a deformação com a taxa de deformação, para proporcionar um nível de lesão para comparação com a *Abbreviated Injury Scale* (AIS), segundo um método específico, detalhadamente descrito por Stalnaker et al. (1985).

Relativamente ao modelo THIM, como este é um modelo de parâmetros discretos, os valores destes parâmetros, nomeadamente da mola, das massas e dos amortecedores, irão determinar a resposta dinâmica do modelo (ShinSub, 1992) e todas as propriedades da cabeça são partilhadas pelos elementos do modelo, não podendo ser atribuída uma característica física da cabeça a um dado elemento do modelo (Stalnaker et al., 1987). Contudo, os elementos do modelo THIM possuem uma interpretação física associada aos mesmos. Segundo Balandin et al. (2001):

- A soma das massas M_1 e M_2 representa a massa total da cabeça;
- A massa M_1 representa a massa do crânio que sofreu impacto;
- A massa M_2 representa a massa do cérebro e dos ossos da cabeça que não se encontram incluídos na massa M_1 ;
- A mola com o coeficiente de rigidez K e o amortecedor com o coeficiente de amortecimento C_1 modelam as propriedades mecânicas dos ossos;
- O amortecedor com o coeficiente de amortecimento C_2 representa as propriedades dissipativas do cérebro.

A determinação dos parâmetros do modelo foi feita de maneira semelhante à do modelo associado ao MSC, ou seja, ao tentar-se obter uma boa compatibilidade entre a impedância

mecânica do modelo e a impedância mecânica dos dados experimentais. Foi realizado um estudo paramétrico do modelo THIM em 4 direções de impacto distintas, sendo estas a Anterior-Posterior (A-P), Posterior-Anterior (P-A), Esquerda-Direita (L-R) e Superior-Inferior (S-I), para determinar os valores dos elementos do modelo que proporcionam a melhor compatibilidade com os dados experimentais de impedância mecânica (ShinSub, 1992). Foi possível observar uma excelente compatibilidade entre o NMSC com os dados experimentais quando comparados ao modelo antigo (Stalnaker e Rojanavanich, 1990).

Contudo o critério NMSC necessitava de um valor limite para a taxa de deformação para que estas não acumulassem ao longo do tempo, no caso de taxas de deformação bastantes baixas. Adicionalmente, a dispersão de dados de lesão de cadáveres para impactos de diferentes direções pode levar a mais do que uma função de previsão de lesão (Stalnaker e Rojanavanich, 1990). Por esta razão, Stalnaker et al. (1987) introduziu um conjunto de critérios com melhor desempenho, denominado *Translational Energy Criteria* (TEC).

2.3.3. *Translational Energy Criteria*

Os *Translational Energy Criteria* (TEC) foram apresentados por Stalnaker et al. (1987) como um conjunto de critérios adequados para serem utilizados juntamente com o modelo de parâmetros discretos THIM. Estes critérios baseiam-se na energia dissipada ou armazenada pelos elementos do modelo, e foram desenvolvidos com base nos dados de 37 testes de impacto lateral na cabeça de primatas.

ShinSub (1992) descreve o funcionamento do modelo THIM e a sua relação com os TEC. Quando um dado modelo THIM é estimulado por um impacto, a energia cinética do mesmo é transmitida para a massa M_1 , que por sua vez é transferida para a mola K e para o amortecedor C_2 . A mola K armazena alguma da energia cinética na forma de energia potencial e transfere a restante para o amortecedor C_1 . Por sua vez, o amortecedor C_1 dissipa alguma da energia como calor e transfere a restante para a massa M_2 , à semelhança do amortecedor C_2 , que também dissipa alguma da energia cinética, no outro percurso em paralelo com o conjunto mola-amortecedor, e transfere a restante energia para a massa M_2 . A mola irá absorver grande parte da energia, em casos de impacto de pouca duração, quando comparado a impactos de longa duração com o mesmo nível de energia inicial. Após a energia potencial na mola atingir o seu limite, é libertada de volta para o sistema até o equilíbrio ser restaurado, sendo a energia potencial dissipada pelos amortecedores ou transferida para a massa M_1 ou M_2 como energia cinética.

Nos TEC, a energia dissipada pelo amortecedor C_2 encontra-se correlacionada com lesão no cérebro e potência armazenada na mola K encontra-se correlacionada com a ocorrência de fratura do crânio (ShinSub, 1992).

2.3.3.1. TEC e Lesão Cerebral

No modelo THIM, é assumido que o amortecedor C_2 representa as propriedades neuronais da cabeça (Stalnaker et al., 1987). De acordo com Stalnaker et al. (1987), em casos de impacto contra uma superfície almofadada, o amortecedor C_1 é capaz de dissipar a maior parte da energia libertada pela mola K . Porém, em casos de impacto contra uma superfície rígida, a quantidade de energia libertada pela mola K pode ser bastante maior quando comparada a casos de impacto almofadado, e, como tal, o amortecedor C_1 é incapaz de dissipar a maioria da energia libertada pela mola K . Nesta situação, a restante energia é transferida para o amortecedor C_2 por meio das massas.

Independentemente de ocorrer impacto contra uma superfície almofadada ou rígida, Stalnaker et al. (1987) afirmam que a quantidade de energia dissipada pelo amortecedor C_2 pode ser diretamente correlacionada com a severidade de lesão na cabeça, mais especificamente, com contusão cerebral.

A avaliação do nível de lesão para contusão cerebral, ao utilizar os TEC, é realizada através da *Equivalent Abbreviated Injury Scale* (EAIS), a qual possui a mesma interpretação física que a codificação AIS padrão de 1985 (ShinSub, 1992). Esta escala já se encontra apresentada na tabela 2.1.

O nível de lesão cerebral com base na energia dissipada pelo segundo amortecedor C_2 é dado por:

$$EAIS = \alpha \cdot \sqrt{EC_2} \quad (2.8)$$

onde:

- $EAIS$ – nível de lesão equivalente à escala AIS;
- α – constante de lesão do TEC, a qual para adultos é 4,14;
- EC_2 – Energia dissipada pelo segundo amortecedor C_2 .

2.3.3.2. TEC e Fratura do Crânio

Também no modelo THIM é possível identificar a mola K e o amortecedor C_1 conectados em série, como um conjunto que representa a rigidez não linear do crânio (Stalnaker et al., 1987). Para que ocorra fratura craniana é necessário que a tensão localizada no crânio, no ponto de impacto, atinga um valor crítico, valor esse que é uma função tanto da carga máxima como da taxa a que a carga é aplicada (Stalnaker et al., 1987). Tal tensão irá provocar deformações no crânio, pelo que a combinação carga-deformação, identificada como energia, e a sua taxa encontram-se relacionadas com a potência armazenada na mola K (Stalnaker et al., 1987). Deste

modo, quando energia é transmitida para o sistema num curto intervalo de tempo, a energia não é dissipada, e o crânio irá ceder. Logo, o parâmetro que é relacionável com esta situação é a potência armazenada na mola K .

Os TEC proporcionam, portanto, um meio para prever a lesão. A probabilidade de ocorrência de fratura craniana (POSF) é dada por:

$$POSF = \frac{100}{\sqrt{2\pi}} \times \int_{-\alpha}^{\sigma} e^{-\frac{\delta^2}{2}} d\delta = 50 \times \left[\operatorname{erf}\left(\frac{\delta}{\sqrt{2}}\right) + \operatorname{erf}(\alpha) \right] \quad (2.9)$$

$$\delta = \frac{PW - \mu}{\sigma} \quad (2.10)$$

Onde:

- PW – Potência da mola K ;
- α – constante de lesão do TEC, que para adultos é 4,14;
- μ, σ – Média e desvio padrão, respetivamente, de uma distribuição normal;
- erf – Função de erro de Gauss.

A média e desvio padrão da distribuição normal são determinados com base nos dados de acidentes reais. O mesmo é realizado com a constante de lesão (ShinSub, 1992). Stalnaker e Rojanavanich (1990) apresentam valores de 7365 W e 700 para μ e σ , respetivamente.

2.3.4. Estudos de otimização de capacetes utilizando o THIM e TEC

Foram identificados dois estudos de relevo que utilizam o modelo THIM como base para otimização de capacetes. O primeiro foi realizado por Balandin et al. (2001) e o segundo por Cheng et al. (1999). Nestes estudos o forro interno do capacete de proteção é substituído por forças de controlo. Consequentemente, ambos os estudos partem do mesmo princípio para realizar a otimização do sistema, que é encontrar a força de controlo ótima, por métodos de otimização computacional, de modo a que um dado critério de desempenho seja minimizado, enquanto que outros critérios de desempenho, que se encontram restringidos a valores limite, não podem ser ultrapassados. Estes critérios de desempenho são funções, tipicamente critérios de lesão, dependentes da resposta do sistema, dos seus elementos e dos valores da força de controlo aplicada. Dentro dos critérios utilizados para a realização destes estudos encontram-se a aceleração máxima atingida pela cabeça, o deslocamento máximo atingido pela parte do crânio que sofreu o impacto, e os TEC, ou seja, a potência máxima armazenada pela mola e a energia dissipada pelo amortecedor C_2 do modelo THIM. Estes dois últimos critérios representam a potência máxima desenvolvida na parte do crânio que sofreu impacto e a energia total transmitida ao cérebro (Cheng et al., 1999), (Balandin et al., 2001). De referir que Balandin et al. (2001)

apenas utilizam parte dos TEC para a realização do seu estudo, pois embora refiram o critério de energia total transmitida ao cérebro como resultado de impacto, não o utilizam nem como critério a ser minimizado nem como critério sujeito a restrições.

Portanto, para os referidos estudos, os problemas a resolver são essencialmente problemas multicritério, em que todos os critérios, com a exceção de um, são transformados em restrições de modo a garantir que se situam abaixo de valores limite desejados, enquanto que o único critério não sujeito a restrições é minimizado. Estes problemas são identificados como problemas de *Limiting Performance*. O resultado teórico final será o melhor possível entre todas as restantes possibilidades.

Ambos os estudos focam-se em duas situações de impacto distintas, a primeira quando a cabeça protegida por um capacete atinge uma superfície rígida e a segunda quando a cabeça protegida é atingida por um projétil de massa constante. Adicionalmente, é de referir que o estudo realizado por Cheng et al. (1999) é mais extenso e abrangente do que o realizado por Balandin et al., (2001), incluindo mais critérios para avaliação, conforme referido acima, e mais direções de impacto estudadas, bem como outro modelo da cabeça humana para além do THIM. Para a presente dissertação é de interesse apenas o caso em que a cabeça atinge uma superfície rígida, especificamente na direção A-P (anterior-posterior), visto que esta será a situação a realizar na presente dissertação, conforme será descrito no capítulo seguinte.

A otimização de capacetes a partir da minimização de critérios permite ao utilizador obter as melhores características do capacete de proteção, com variações dependentes dos critérios a serem minimizados, das restrições a outros critérios utilizados e das próprias condições de impacto.

No entanto, ambos os estudos possuem limitações. Primeiro, Balandin et al. (2001) não utilizam a energia transmitida ao cérebro como critério a ser minimizado nem como restrição ao problema e, como tal, não utilizam a totalidade dos TEC. Cheng et al. (1999) utilizam esta componente dos TEC, no entanto, desprezam um dos critérios essenciais para o desenvolvimento de capacetes certificados, o HIC, enquanto analisa o modelo THIM. Como tal, embora estes estudos otimizem o capacete utilizado para um dado critério, os resultados obtidos podem não proporcionar valores de HIC em conformidade com normas de capacetes de segurança existentes, como por exemplo a ECE R 22.05 (ECE, 2002).

De referir que estes estudos proporcionam as características ótimas do material que deve constituir o forro interno do capacete de segurança, nomeadamente a força que o mesmo deve exercer sobre a cabeça do utilizador. No entanto, tais resultados ótimos para o desempenho deste material podem não ser realizáveis na prática, pois um material com tais características ou com características semelhantes pode não existir presentemente.

Capítulo 3 – Problemas, Ferramentas e Métodos

Com o trabalho da presente dissertação pretende-se realizar uma *Limiting Performance Analysis* de capacetes de proteção para motociclistas, onde se procura encontrar os valores ótimos de força exercida pelo forro interno destes equipamentos sobre a cabeça de um utilizador, com a finalidade de minimizar a probabilidade de ocorrência e a severidade de lesão em caso de impacto contra uma superfície rígida.

O propósito de realizar uma *Limiting Performance Analysis* em capacetes de proteção é o de estabelecer o valor mínimo absoluto de critérios de lesão, independentemente do material e design do capacete.

A cabeça do utilizador do capacete é representada pelo *Translational Head Injury Model*, modelo proposto por Stalnaker et al. (1985). Este modelo foi implementado num software de otimização desenvolvido em linguagem FORTRAN, com o objetivo de determinar os valores de força ótimos para reduzir a severidade de lesão. Estes valores de força ótimos são calculados para dois problemas de otimização, nos quais se procura minimizar a energia total transmitida à cabeça e o valor do critério *Head Injury Criterion* (HIC), ambas as quantidades relacionadas com a ocorrência de lesão na cabeça, conforme descrito no capítulo 2. As soluções proporcionadas para estes problemas têm ainda de respeitar um conjunto de restrições, na forma de valores limite, para uma série de outros critérios de lesão e desempenho, valores esses que não podem ser ultrapassados.

Ao longo do presente capítulo será descrito o modelo utilizado, os problemas a resolver, as condições de impacto e as restrições associadas aos critérios de lesão utilizados para os referidos problemas de otimização. Adicionalmente será descrita como a discretização temporal do impacto simulado foi realizada e que método foi utilizado para o cálculo do valor do critério HIC.

3.1. *Translational Head Injury Model*

O modelo utilizado para simular o comportamento da cabeça humana em caso de impacto contra uma superfície rígida, quando a mesma se encontra protegida por um capacete de segurança, é o *Translational Head Injury Model* (THIM). Esta situação de impacto contra uma superfície rígida encontra-se mais detalhadamente representada na figura 3.1, onde é possível identificar a quantidade S_0 , que representa o deslocamento máximo, permitido pelo capacete, da

zona do crânio voltada para a superfície rígida impactada, que pode ser interpretado como a espessura do forro interno.

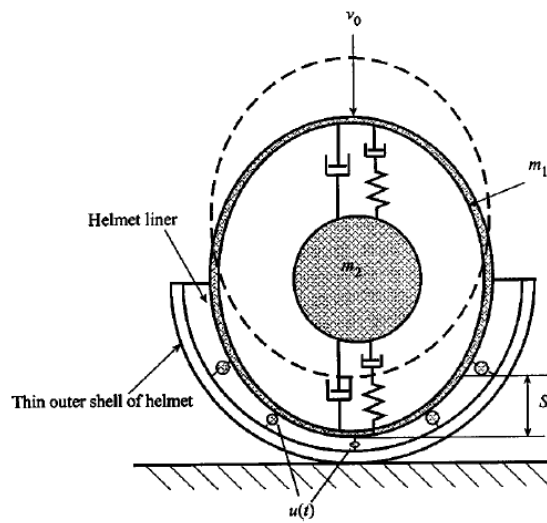


Figura 3.1: Cabeça protegida por um capacete atingindo uma superfície rígida (extraído de Cheng et al., 1999).

O modelo pode ser representado como se indica na figura 3.2, onde a massa m_1 e a massa m_2 representam a massa da porção do crânio que é alvo de impacto e a massa do cérebro e dos restantes ossos do crânio, respetivamente, e onde a soma destas massas proporciona a massa total da cabeça. Estas massas encontram-se conectadas uma à outra por um conjunto mola k e amortecedor c_1 e por um segundo amortecedor c_2 , os quais representam as propriedades mecânicas dos ossos do crânio e as propriedades dissipativas do cérebro, respetivamente. Já o elemento $u(t)$ representa a ação do capacete sobre a cabeça (Cheng et al., 1999), mais especificamente, $u(t)$ representa a força de controlo gerada pelo forro interno, enquanto este se deforma durante o impacto, aplicada sobre a porção do crânio que sofre impacto, m_1 .

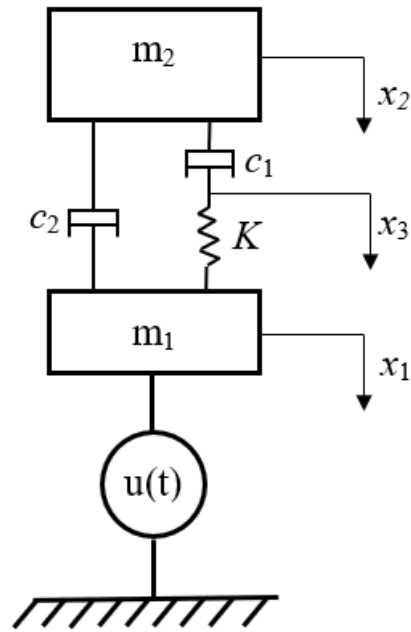


Figura 3.2: Modelo THIM atingindo uma superfície rígida

As equações de equilíbrio dinâmico dos 3 graus de liberdade do modelo THIM encontram-se apresentadas abaixo:

$$m_1 \ddot{x}_1 + c_2(\dot{x}_1 - \dot{x}_2) + k(x_1 - x_3) = u \quad (3.1)$$

$$m_2 \ddot{x}_2 + c_1(\dot{x}_2 - \dot{x}_3) + c_2(\dot{x}_2 - \dot{x}_1) = 0 \quad (3.2)$$

$$c_1(\dot{x}_2 - \dot{x}_3) + k(x_1 - x_3) = 0 \quad (3.3)$$

sendo estas equações também utilizadas por Balandin et al. (2001) e Cheng et al. (1999) nos seus estudos.

Estas equações podem ser representadas sobre a sua respetiva forma matricial:

$$\begin{bmatrix} m_1 & 0 & 0 \\ 0 & m_2 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \ddot{x}_1 \\ \ddot{x}_2 \\ \ddot{x}_3 \end{Bmatrix} + \begin{bmatrix} c_2 & -c_2 & 0 \\ -c_2 & c_1 + c_2 & -c_1 \\ 0 & -c_1 & c_1 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \dot{x}_1 \\ \dot{x}_2 \\ \dot{x}_3 \end{Bmatrix} + \begin{bmatrix} k & 0 & -k \\ 0 & 0 & 0 \\ -k & 0 & k \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} u(t) \\ 0 \\ 0 \end{Bmatrix} \quad (3.4)$$

ou:

$$\mathbf{M}^t \ddot{\mathbf{U}} + {}^t\mathbf{C}_S \dot{\mathbf{U}} + {}^t\mathbf{K}_S \mathbf{U} = {}^t\mathbf{u} \quad (3.5)$$

Nas equações (3.1) a (3.4), x , \dot{x} e \ddot{x} representam o deslocamento, a velocidade e a aceleração, respetivamente. Os índices inferiores associados a estas quantidades identificam o grau de liberdade do modelo THIM. Portanto, x_1 e x_2 representam os deslocamentos das massas m_1 e m_2 relativamente à superfície, e x_3 refere-se ao deslocamento do ponto de ligação da mola k com o amortecedor c_1 do conjunto mola-amortecedor. Consequentemente, \dot{x}_1 e \ddot{x}_1 representam a velocidade e a aceleração da massa m_1 , respetivamente.

Na equação (3.5) M é a matriz de massas, ${}^tC_S \equiv {}^tC_S({}^t\dot{U})$, ${}^tK_S \equiv {}^tK_S({}^tU)$ são, respetivamente, as matrizes de amortecimento e rigidez, tu é o vetor de carga tU , ${}^t\dot{U}$, ${}^t\ddot{U}$ são, respetivamente, os vetores de deslocamento, velocidade e aceleração, todas estas quantidades definidas no instante de tempo t .

Relativamente ao sistema de eixos pelo qual este conjunto de equações se rege, os deslocamentos e, conseqüentemente, as velocidades e acelerações dos graus de liberdade são positivos caso se encontrem orientados no sentido da superfície rígida impactada, conforme representado pelas setas na figura 3.2.

3.2. Discretização Temporal

Para a modelação temporal, foram considerados elementos finitos de dimensão Δt , selecionando elementos cúbicos hermitianos para modelar deslocamentos e elementos lagrangeanos quadráticos para modelar a carga, prolongando o algoritmo dado por Gellert (1978) para o caso de sistemas não lineares. Ao realizar a derivada em ordem ao tempo da equação (3.5) por um lado, e por outro a sua integração uma e depois duas vezes com valores médios de rigidez e amortecimento em t dados por:

$$\bar{K} \equiv {}^{t+\frac{\Delta t}{2}}K_S({}^tU + {}^t\dot{U}\Delta t/2), \quad \bar{C} \equiv {}^{t+\frac{\Delta t}{2}}C_S({}^t\dot{U} + {}^t\ddot{U}\Delta t/2) \quad (3.6)$$

obtem-se quatro equações que se combinam para proporcionar a equação dinâmica de elemento finito de tempo dinâmica como:

$$D_S^e \mathbf{z}^e = \mathbf{u}^e \quad (3.7)$$

onde

$$D_S^e = \begin{bmatrix} {}^tK_S & {}^tC_S & M & \mathbf{0}_{nxn} & \mathbf{0}_{nxn} & \mathbf{0}_{nxn} \\ {}^tD_{S11} & {}^tD_{S12} & \mathbf{0}_{nxn} & {}^{t+\Delta t}D_{S11} & {}^{t+\Delta t}D_{S12} & \mathbf{0}_{nxn} \\ {}^tD_{S21} & {}^tD_{S22} & \mathbf{0}_{nxn} & {}^{t+\Delta t}D_{S21} & {}^{t+\Delta t}D_{S22} & \mathbf{0}_{nxn} \end{bmatrix}$$

$$\mathbf{u}^e = \begin{Bmatrix} {}^tP \\ {}^{t+\Delta t/2}P \\ {}^{t+\Delta t}P \end{Bmatrix} \quad (3.8)$$

e

$$\mathbf{z}^e = ({}^t\mathbf{z}, {}^{t+\Delta t}\mathbf{z}), \quad {}^t\mathbf{z} = ({}^tU, {}^t\dot{U}, {}^t\ddot{U}) \quad (3.9)$$

Na equação (3.8), n é o número de graus de liberdade espaciais e ${}^tD_{Sjk}$ são funções de \bar{K} , \bar{C} e M .

A equação (3.7) pode ser resolvida passo a passo, i.e., elemento a elemento no tempo, ou agrupada para ser resolvida de uma só vez (Cardoso et al., 2008). Neste caso, tem que se agrupar para um intervalo de tempo total T discretizado em N nós de tempo, resultando na equação dinâmica:

$$D_S z = u \quad (3.10)$$

na qual $2n$ condições de limite de tempo são impostas ao transferir as colunas correspondentes da matriz agrupada D_S para o lado direito da equação, após multiplicar pelo vetor U_c dessas condições, resultando na equação:

$$\hat{K}_S \hat{U} = \hat{u}, \quad \hat{u} = u - D_c U_c \quad (3.11)$$

que é resolvida para se obter a resposta dinâmica, \hat{U} , do modelo THIM da cabeça humana.

Holbourn (1945) identificou que lesões na cabeça, quando a mesma não sofre penetração, são provocadas por acelerações de curta duração na cabeça e nos seus conteúdos. Por análise da WSTC, apresentada na figura 2.2, verifica-se, após os primeiros 10 ms, que a aceleração média necessária para ocorrer lesão severa varia de maneira extremamente lenta, sendo possível observar que, após os 100 ms, a aceleração se aproxima de um valor constante. Adicionalmente, Cheng et al. (1999) e Balandin et al. (2001) utilizaram intervalos de tempo até 15 ms e 8 ms, respetivamente, nos seus estudos de otimização com o modelo THIM. Deste modo, o intervalo de tempo T utilizado para proporcionar soluções foi selecionado como 8 ms.

O comprimento dos elementos finitos de tempo selecionado é de 0,2 ms, o que em combinação com o intervalo de tempo T de 8 ms, origina um total de 40 elementos finitos de tempo.

A força de controlo discretizada aparece no vetor u , da equação (3.10). Devido aos elementos finitos de tempo considerarem a força no início, meio e final do seu comprimento, conforme pode ser observado na equação (3.8), e visto que são considerados 40 elementos finitos de tempo, existem então 81 variáveis de controlo a serem calculadas nos problemas de otimização, os quais se encontram descritos na secção 3.5. Serão também calculados os deslocamentos, velocidades e acelerações em cada grau de liberdade, em 41 instantes de tempo. Estes valores serão utilizados para o cálculo dos critérios de lesão.

3.3. Critérios de Lesão e Desempenho

Vários critérios foram utilizados para avaliar os resultados proporcionados pelas soluções obtidas para o problema especificado. Entre estes encontram-se os *Translational Energy Criteria*

(TEC), propostos por Stalnaker et al. (1987), que se baseiam especificamente na resposta do THIM a um impacto. Os TEC, conforme referido anteriormente, consistem na associação da potência máxima desenvolvida na zona do crânio que sofre impacto com a probabilidade de ocorrência de fratura do crânio e da energia transmitida ao cérebro ao longo de impacto com a escala de lesão conhecida como *Equivalent Abbreviated Injury Scale* (E AIS). Assim, são consideradas as seguintes quantidades

$$J_1(u) = \max_t |k(x_1(t) - x_3(t))(\dot{x}_1(t) - \dot{x}_3(t))| \quad (3.12)$$

$$J_4(u) = \int_0^T c_2 [\dot{x}_1(t) - \dot{x}_2(t)]^2 dt \quad (3.13)$$

onde J_1 representa a potência máxima desenvolvida no crânio e J_4 representa a energia total transmitida ao cérebro durante o impacto (Balandin et al., 2001). Em J_4 , o intervalo do integral, de 0 a T , representa a duração completa da aplicação da força de controlo sobre a cabeça. Estas quantidades podem, posteriormente, ser utilizadas nas equações (2.8) e (2.9), para se obterem os valores de probabilidade de ocorrência de fratura craniana, em função de J_1 , e de E AIS, em função de J_4 .

Outro critério utilizado consiste na aceleração máxima atingida pela cabeça, a qual também se encontra associada a ocorrência de lesão na cabeça. A expressão que representa este critério é:

$$J_2(u) = \max_t |\ddot{x}_2(t)| \quad (3.14)$$

Como critério de desempenho do capacete de segurança, utiliza-se a seguinte quantidade

$$J_3(u) = \max_t |x_1(t)| \quad (3.15)$$

que representa o deslocamento máximo da parte do crânio que sofre impacto relativamente ao capacete.

Por fim, o último critério utilizado é o critério de lesão *Head Injury Criterion* (HIC), apresentado também anteriormente no capítulo 2, que considera não só a aceleração máxima atingida pela cabeça como também a duração do impulso de aceleração. Adaptando a expressão (2.4) apresentada anteriormente, o valor de HIC para o modelo THIM é dado por:

$$HIC = \max_{t_1, t_2, t_2 - t_1 \leq \Delta} \left\{ \left[\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} \ddot{x}_2(t) dt \right]^{2,5} (t_2 - t_1) \right\} \quad (3.16)$$

onde Δ representa um parâmetro de tempo com valor constante, onde o intervalo de tempo $t_2 - t_1$, para além de ter de ser menor ou igual ao valor do parâmetro Δ , deve ser selecionado de maneira a maximizar o valor da expressão do HIC (Balandin et al., 2007), e onde $\ddot{x}_2(t)$ indica a aceleração da massa m_2 do modelo THIM.

3.4. Condições de Impacto e Parâmetros do Modelo

Os problemas de otimização serão resolvidos em conformidade com um conjunto de condições de impacto. Primeiro, deve ser referido que o impacto simulado é realizado contra uma superfície rígida na direção Anterior-Posterior (A-P) em relação à cabeça. As condições iniciais que modelam o impacto são as seguintes:

$$x_1(0) = 0, \quad x_2(0) = 0, \quad x_3(0) = 0, \quad (3.17)$$

$$\dot{x}_1(0) = \beta, \quad \dot{x}_2(0) = \beta, \quad \dot{x}_3(0) = \beta, \quad (3.18)$$

$$\ddot{x}_1(0) = 0, \quad \ddot{x}_2(0) = 0, \quad \ddot{x}_3(0) = 0 \quad (3.19)$$

as quais indicam que todos os elementos do modelo da cabeça possuem deslocamento nulo, velocidade constante e, conseqüentemente, uma aceleração nula no momento antes do impacto. A velocidade constante β será primeiro definida para 4,85 m/s, conforme realizado por Balandin et al. (2001) e Cheng et al. (1999), representando uma velocidade de impacto menos severa, e posteriormente para 8 m/s, que representa uma velocidade de impacto mais severa. Esta última é a velocidade de maior interesse para o estudo de otimização, visto que se encontra dentro da gama de velocidades de impacto mais comuns em acidentes reais (Richter et al., 2001)

Rojanavanich e Stalnaker (1988) apresentam vários conjuntos de parâmetros para o modelo THIM dependendo da direção de impacto, os quais apresentam excelente compatibilidade com os resultados experimentais. Na presente dissertação, conforme referido anteriormente, o impacto é realizado na direção A-P, então, os valores dos diferentes parâmetros do modelo THIM para os respetivos elementos são:

$$m_1 = 0,45 \text{ kg}, \quad m_2 = 4,09 \text{ kg}, \quad c_1 = 17 \text{ kN} \cdot \frac{\text{s}}{\text{m}}, \quad c_2 = 157,6 \text{ N} \cdot \frac{\text{s}}{\text{m}}, \quad k = 13,5 \frac{\text{MN}}{\text{m}}, \quad (3.20)$$

3.5. Formulação dos Problemas de Otimização

Na presente dissertação procura-se determinar os valores ótimos da força de controlo que o forro interno de um capacete exerce sobre a cabeça como consequência de um impacto, ao longo do tempo, de acordo com as condições de impacto e parâmetros especificados anteriormente. Note-se que o valor ótimo desta força de controlo varia de acordo com o objetivo, seja a minimização da aceleração máxima linear da cabeça, seja do valor de HIC ou de qualquer outro critério de desempenho.

No presente trabalho procurou-se, inicialmente, obter os valores ótimos da força de controlo de maneira a que o critério J_4 , representando a energia total transmitida à cabeça ao longo do impacto, fosse minimizado. Contudo, resolver este problema pode proporcionar resultados que minimizem este critério J_4 mas que aumentam o valor de outros critérios em consideração, tais como o J_1 ou o HIC, por exemplo, os quais se encontram correlacionados com a ocorrência de lesão na cabeça. Com a finalidade de evitar que esta situação ocorra, o presente problema de otimização encontra-se formulado utilizando uma série de restrições para os restantes critérios de lesão e desempenho aqui apresentados. Como tal, o problema de otimização pode ser representado de maneira a que se encontre a força de controlo ótima $u = u_0(t)$, tal que

$$J_4(u_0) = \min_u \{J_4(u) | J_1 \leq D_1, J_2 \leq D_2, J_3 \leq D_3, HIC \leq D_5\} \quad (3.21)$$

onde se procura minimizar o critério J_4 pela força de controlo u ótima para o efeito enquanto que os restantes critérios J_1, J_2, J_3 e HIC têm de possuir valores menores ou iguais às quantidades D_1, D_2, D_3 e D_5 , respetivamente. A solução do problema é considerada satisfatória se o valor de J_4 for inferior ou igual a 0,2334 J.

O segundo problema de otimização resolvido foi o de encontrar a força de controlo ótima $u = u_0(t)$ tal que

$$HIC(u_0) = \min_u \{HIC(u) | J_1 \leq D_1, J_2 \leq D_2, J_3 \leq D_3\} \quad (3.22)$$

onde se procura minimizar o critério HIC pela força de controlo u ótima para o efeito enquanto que os restantes critérios J_1, J_2, J_3 têm de possuir valores menores ou iguais às quantidades D_1, D_2 , e D_3 , respetivamente. A solução do problema é considerada satisfatória se o valor de HIC for inferior ou igual a 1000 g^{2.5}.s.

Os valores limite D_1 , D_2 , D_3 , D_4 e D_5 são:

$$D_1 = 6210 \text{ W}, \quad D_2 = 200 \text{ g}, \quad 10 \text{ mm} \leq D_3 \leq 30 \text{ mm}, \quad D_4 = 0,2334 \text{ J}, \quad D_5 = 1000 \text{ g}^{2,5} \cdot \text{s} \quad (3.23)$$

Um valor limite de 6210 W para o critério J_1 indica uma probabilidade de 5% de ocorrência de fratura craniana. Este valor foi utilizado por Balandin et al. (2001) e Cheng et al. (1999) nos seus estudos. O valor de 200 g para o critério J_2 foi selecionado como precaução, visto que segundo a norma ECE R 22.05 (ECE, 2002), o valor máximo admissível para a aceleração resultante medida no centro de massa da cabeça, em testes de capacetes de segurança, não deve em qualquer instante exceder os 275 g. Para o valor limite de J_3 foi selecionada uma gama de valores entre 10 mm e 30 mm, de maneira a proporcionar soluções ótimas para diferentes espessuras de forro interno. Este intervalo foi escolhido pois o valor de espessura do forro interno para capacetes de proteção de motociclistas encontra-se tipicamente entre 20 mm a 50 mm, de acordo com Yettram et al. (1994), ou no intervalo entre 30 mm a 40 mm, de acordo com Cernicchi et al. (2008), sendo este último um intervalo mais conservador utilizado para designs de capacetes recentes. Já o valor limite inferior de 10 mm foi selecionado para albergar também o intervalo utilizado por Balandin et al. (2001). Deste modo, considera-se uma gama ampla de espessuras de forro interno possíveis para comparação de soluções. O valor limite de 0,2334 J para o critério J_4 foi selecionado em conformidade com o valor utilizado por Cheng et al. (1999) no seu estudo de otimização, o qual indica a ocorrência de lesão na cabeça equivalente a um valor de 2 na escala de lesão AIS, ou seja, equivalente a uma lesão moderada. Por fim, o valor limite selecionado para o critério de lesão HIC foi de 1000 $\text{g}^{2,5} \cdot \text{s}$, embora o valor limite aceitável pela norma ECE R 22.05 (ECE, 2002) seja de 2400 $\text{g}^{2,5} \cdot \text{s}$. A opção do valor menor para este critério baseia-se no consenso comum de que o valor de 1000 $\text{g}^{2,5} \cdot \text{s}$ é o valor acima do qual existe grande probabilidade de ocorrer uma lesão severa ao nível da cabeça (Fernandes e Sousa, 2013).

3.6. Método de cálculo do HIC

Embora a fórmula para o cálculo do valor do HIC já tenha sido apresentada na equação (3.16), note-se que se deve ter atenção na seleção do intervalo de tempo $t_2 - t_1$ que maximiza este valor. Sendo este intervalo de tempo selecionado para apresentar resultados de 0 a 8 ms após o impacto, $t_2 - t_1$ nunca poderá ser maior que 8 ms. Depois, teoricamente, todos os intervalos de tempo possíveis dentro deste limite devem ser calculados a fim de identificar qual o intervalo $t_2 - t_1$ que proporciona o maior valor de HIC. Considerando, na expressão do HIC, que a variação de tempo dt é igual a 0,2 ms, então os intervalos de tempo possíveis podem ser dados resumidamente pela tabela 3.1.

Tabela 3.1: Intervalos de tempo $t_2 - t_1$ possíveis

$t_2 \backslash t_1$	0 ms	0,2 ms	0,4 ms	$t_1=i$	7,6 ms	7,8 ms	8 ms
0 ms	0						
0,2 ms	0,2	0					
0,4 ms	0,4	0,2	0				
$t_2=j$	$j-0$	$j-0,2$	$j-0,4$	$j-i$			
7,6 ms	7,6	7,4	7,2	7,6-i	0		
7,8 ms	7,8	7,6	7,4	7,8-i	0,2	0	
8 ms	8	7,8	7,6	8-i	0,4	0,2	0

proporcionando, deste modo, um total de 820 intervalos $t_2 - t_1$ possíveis, desprezando os intervalos iguais a 0 ms.

Hutchinson et al, (1998) referem que uma das maneiras para realizar a computação do HIC consiste em considerar primeiro t_1 igual a 0 e variar t_2 em pequenos incrementos, à semelhança do presente caso, de 0,2 ms, até que t_2 atinja um valor limite, que no presente caso é 8 ms. Posteriormente, o processo é repetido, mas com t_2 igual a 8 ms e t_1 variando em incrementos de 0,2 ms até este atingir os 8 ms. Com o conjunto de intervalos de tempo obtido deste modo, são calculados os valores de HIC, e o valor máximo obtido é tomado como o valor a considerar. Este método simplifica significativamente a computação deste critério, reduzindo o total de intervalos para o cálculo de HIC de 820 para 79, desprezando intervalos iguais a 0 ms. Contudo, para efeitos de simplificação, no presente trabalho, foram considerados 4 intervalos de tempo $t_2 - t_1$, não sobrepostos, sendo estes de 0 ms a 2 ms, de 2 ms a 4 ms, de 4 ms a 6 ms e por fim de 6 ms a 8 ms, os quais foram considerados intervalos de dimensão suficiente para refletir o valor de HIC para os problemas de otimização apresentados nas equações (3.21) e (3.22), acompanhados das restrições e condições referidas anteriormente.

Capítulo 4 - Resultados e Discussão

Ao longo do presente capítulo apresentam-se e discutem-se os resultados referentes aos problemas de otimização, descritos no capítulo 3. Em primeiro lugar, são apresentados os resultados para o problema de otimização onde a energia transmitida ao cérebro como resultado do impacto deve ser minimizada. Em segundo lugar, são apresentados os resultados do problema onde o critério HIC deve ser minimizado. Estes resultados encontram-se sobre a forma de gráficos em função do tempo e valores máximos para os critérios J_1 , J_2 e J_3 e apenas como valores para o caso dos critérios J_4 e HIC.

4.1. Primeiro problema de otimização

Os resultados para o primeiro problema de otimização, onde o valor de energia total transmitida ao cérebro, J_4 , deve ser minimizado, encontram-se apresentados pelo conjunto das figuras 4.1 a 4.8 e tabelas 4.1 e 4.2. Estes resultados foram proporcionados utilizando um limite D_3 de 10 mm e de 18 mm, e uma velocidade de impacto de 4,85 m/s.

4.1.1. D_3 de 10 mm - Resultados

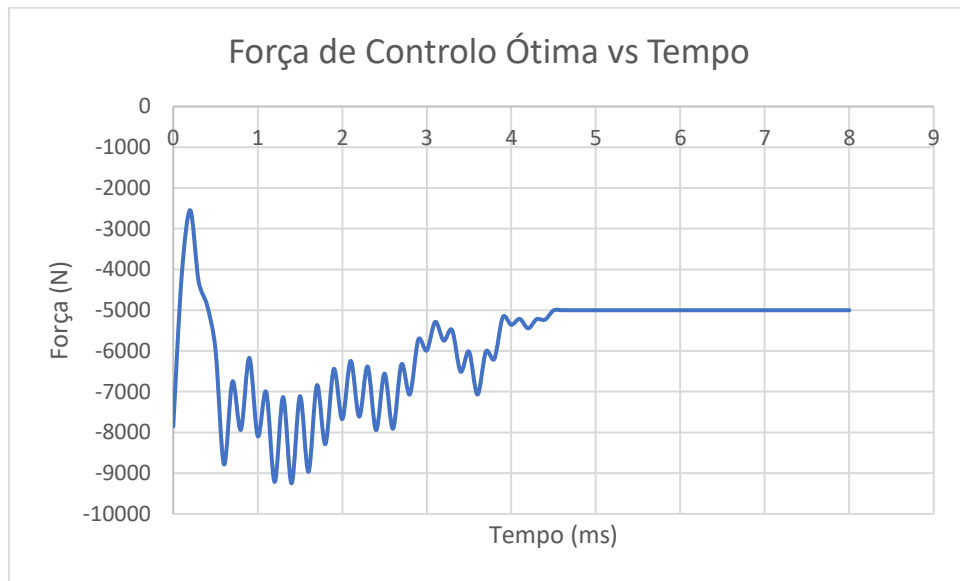


Figura 4.1: Problema 1 - Força de Controle Ótima vs Tempo (4,85 m/s e D_3 de 10 mm)

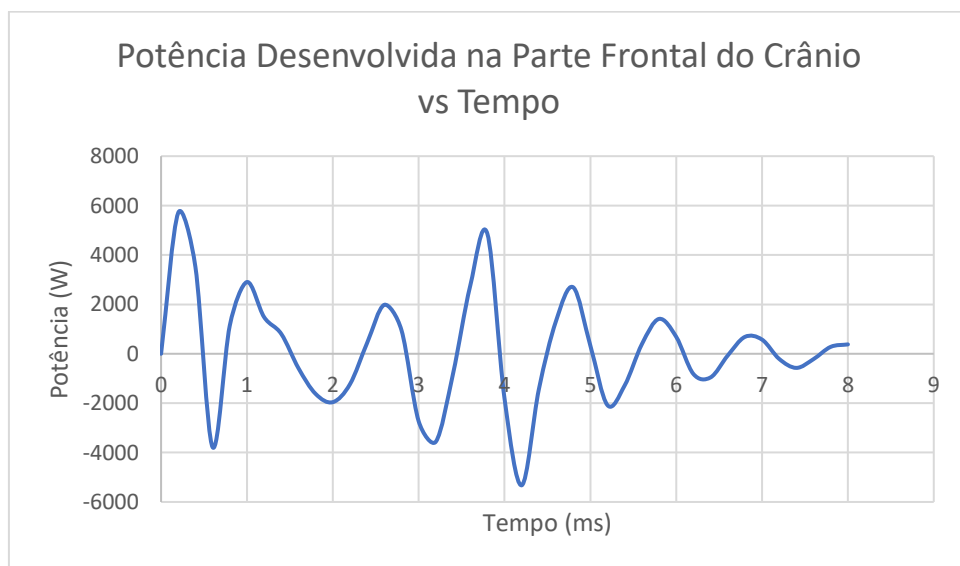


Figura 4.2: Problema 1 – Potência Desenvolvida na Parte Frontal do Crânio vs Tempo (4,85 m/s e D_3 de 10 mm)

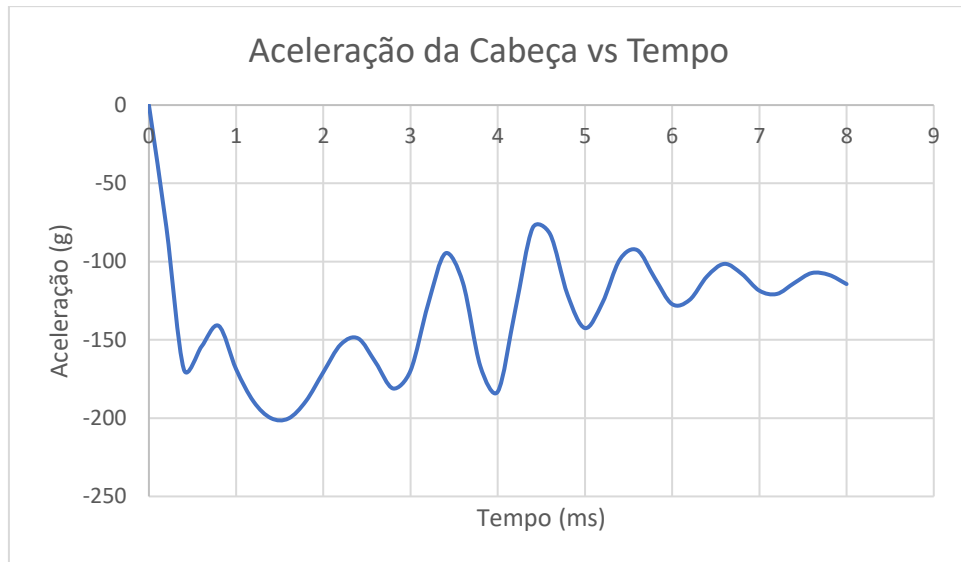


Figura 4.3: Problema 1 – Aceleração da Cabeça vs Tempo (4,85 m/s e D_3 de 10 mm)

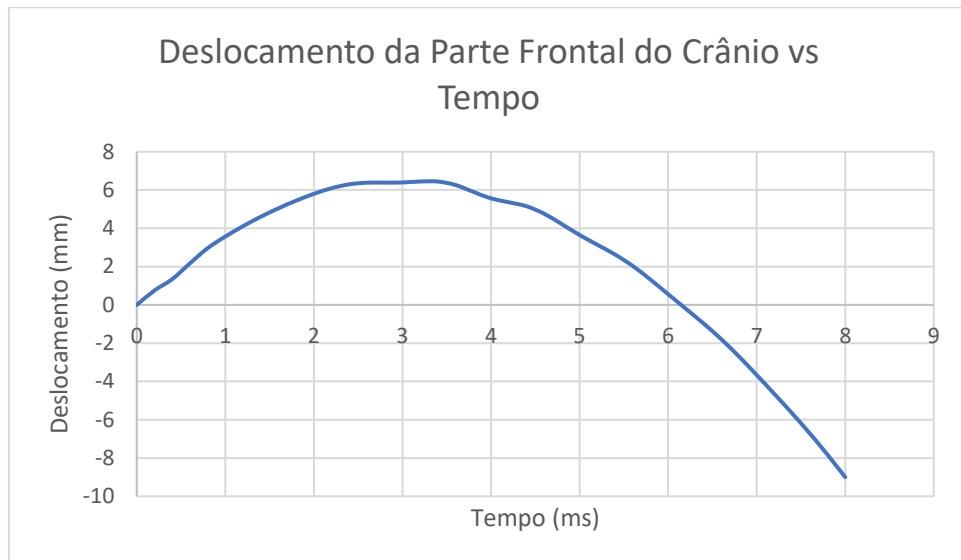


Figura 4.4: Problema 1 – Deslocamento da Parte Frontal do Crânio vs Tempo (4,85 m/s e D_3 de 10 mm)

Tabela 4.1: Problema 1 - Valores dos Critérios (D_3 de 10 mm)

Critério	J1	J2	J3	J4	HIC
Valor	5710 W	200,2 g	9,001 mm	0,445 J	724,2 $g^{2.5}.s$

Analisando o gráfico de força ótima em função do tempo, apresentado na figura 4.1, verifica-se que os valores de força ao longo da janela temporal de 8 ms são todos negativos, o que é esperado, apresentando uma queda abrupta em intensidade nos instantes iniciais, aumentando

logo a seguir, e posteriormente oscilando com elevada frequência, atingindo o seu valor máximo de -9250 N aos 1,4 ms após o impacto, até estabilizar num valor de -5000 N aos 4,6 ms. Este valor de -5000 N corresponde ao valor do controlo com que se iniciou o processo de otimização. Dado que os picos da potência, aceleração máxima e deslocamento ocorrem em instantes anteriores a 4,6 ms, não foi variada tal força após este instante, por essa variação não ter qualquer efeito no valor máximo das quantidades consideradas como objetivo e restrições.

Por análise do segundo gráfico referente à potência desenvolvida na parte frontal do crânio, apresentado na figura 4.2, verifica-se que existe uma oscilação de amplitude considerável ao longo da janela temporal de 8 ms no valor desta quantidade, oscilando entre valores positivos e negativos, até ao final do período de tempo, onde esses valores apresentam indícios de vir a estabilizar. Quanto ao valor máximo absoluto de potência, J_1 , é de 5710 W, atingido aos 0,2 ms, e respeita o valor limite, D_1 , de 6210 W. Este valor indica uma probabilidade de ocorrência de fratura do crânio de aproximadamente 1%, de acordo com a equação (2.9).

Tal como a potência, a aceleração da cabeça, apresentada no gráfico da figura 4.3, também apresenta uma oscilação de amplitude considerável ao longo do tempo, embora os seus valores sejam sempre negativos para cada instante de tempo, o que indica que a cabeça se encontra constantemente a desacelerar após o impacto, o que era esperado, pois a força ótima (gráfico da figura 4.1) também possui a totalidade dos seus valores negativos. Estes valores de aceleração, nos instantes finais do impacto, também apresentam indícios de vir a estabilizar. Relativamente ao seu valor máximo absoluto, J_2 , este é essencialmente igual ao valor limite, D_2 , de 200 g.

O deslocamento da parte frontal do crânio, apresentado no gráfico da figura 4.4, encontra-se, no geral, com uma forma dentro do esperado, existindo um aumento do mesmo até um valor máximo, seguido de uma diminuição desta quantidade. No entanto observa-se uma passagem deste deslocamento para uma gama negativa de valores aos 6,2 ms após o impacto, permanecendo negativo até ao final da janela temporal. Tal situação não era esperada, visto que este deslocamento negativo indica que a cabeça do utilizador do capacete continua a deslocar-se após regressar à sua posição original. Para além disso, deve-se ainda observar que este deslocamento não tende a estabilizar, pelo que no final dos 8 ms este aparenta continuar a aumentar. O valor máximo absoluto de deslocamento, J_3 é de 9,001 mm, o que respeita o limite, D_3 , de 10 mm, contudo, este valor na realidade possui sinal negativo, ocorrendo precisamente no final da janela temporal, aos 8 ms após o impacto. Como o gráfico da figura 4.4 não tende a estabilizar, é possível estimar que, caso a janela temporal para análise de resultados fosse maior, o valor deste critério seria maior que 9,001 mm. Contudo, é seguro supor que tal comportamento pode ser justificado devido à força estabilizar num valor de -5000 N, mantendo-se em tal valor até ao final da janela temporal, o que, logicamente não permite à cabeça permanecer na sua posição original após regressar à mesma.

Quanto ao valor máximo de HIC, este é de 724,2 $g^{2.5}.s$, verificando-se que também se encontra abaixo do valor limite, D_5 de 1000 $g^{2.5}.s$, ocorrendo no intervalo de tempo $t_2 - t_1$ de 2 ms a 4 ms após o impacto. Este valor de HIC corresponde a uma probabilidade de lesão MAIS

1 de 95%, MAIS 2 de 68%, MAIS 3 de 28%, MAIS 4 de 7% e MAIS 5 de 1%, segundo a figura 2.3.

Por fim, a totalidade de energia transmitida ao cérebro, J_4 , possui um valor de 0,445J, bastante acima do valor limite, D_4 , de 0,2334 J, o que corresponde a um valor equivalente aproximado de AIS de 3, o que indica lesão severa sem perigo de vida, de acordo com a tabela 2.1, apresentada no capítulo 2. Sendo este o critério a minimizar enquanto os restantes se encontram sujeitos aos constrangimentos referidos anteriormente, não foi possível resolver de maneira satisfatória o presente problema de otimização para uma espessura de forro interno de 10 mm pela utilização do software de otimização. Como tal, este problema foi novamente abordado, agora utilizando um limite D_3 de 18 mm.

4.1.2. D_3 de 18 mm - Resultados

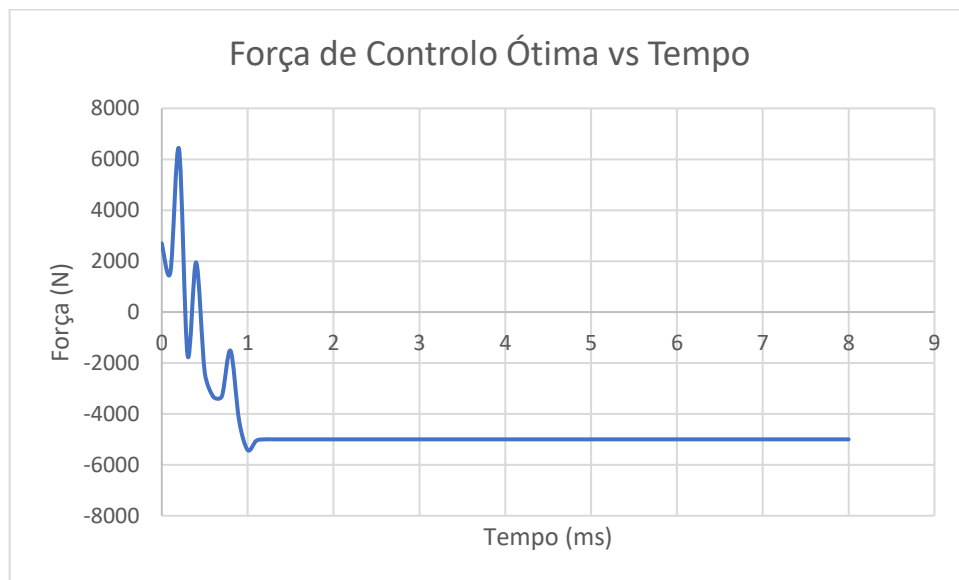


Figura 4.5: Problema 1 – Força de Controlo Ótima vs Tempo (4,85 m/s e D_3 de 18 mm)

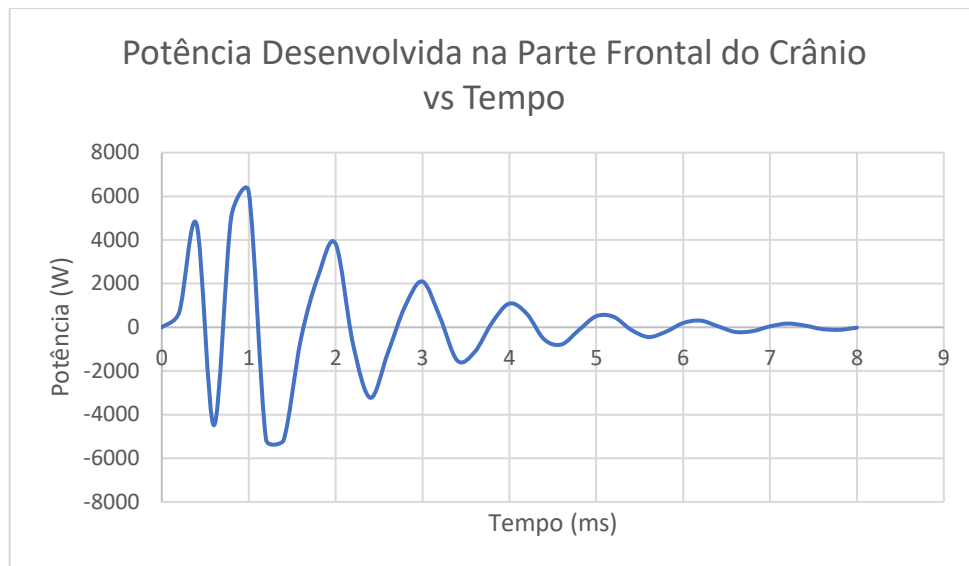


Figura 4.6: Problema 1 – Potência Desenvolvida na Parte Frontal do Crânio vs Tempo (4,85 m/s e D_3 de 18 mm)

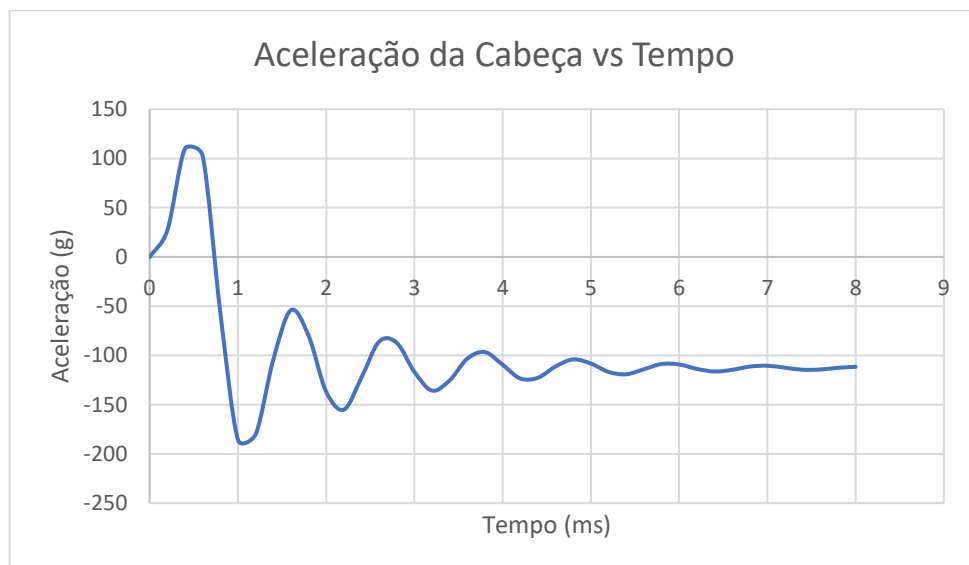


Figura 4.7: Problema 1 – Aceleração da Cabeça vs Tempo (4,85 m/s e D_3 de 18 mm)

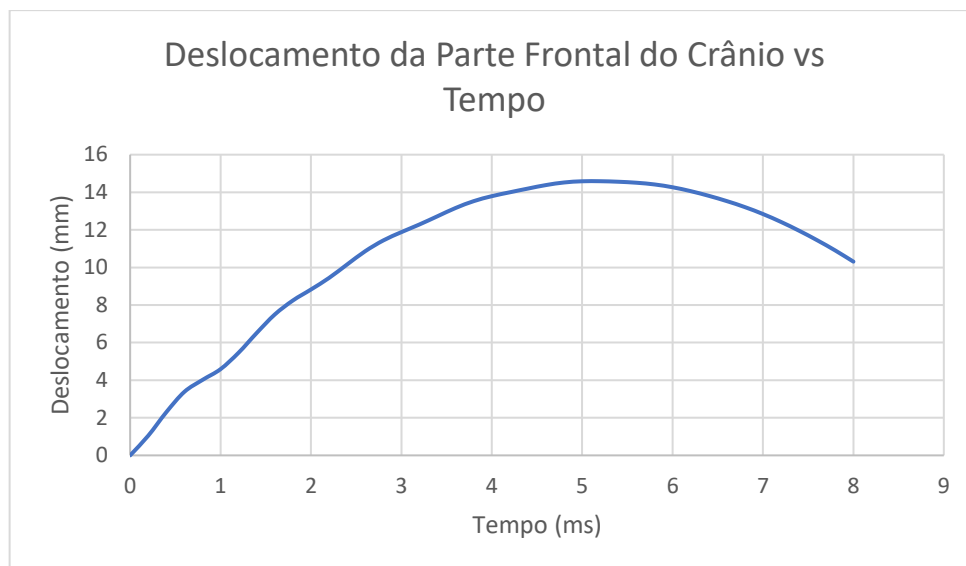


Figura 4.8: Problema 1 – Deslocamento da Parte Frontal do Crânio vs Tempo (4,85 m/s e D_3 de 18 mm)

Tabela 4.2: Problema 1 - Valores dos Critérios (D_3 de 18 mm)

Critério	J1	J2	J3	J4	HIC
Valor	6210 W	185,5 g	14,59 mm	0,6161 J	367 $g^{2.5}.s$

O gráfico de força ótima ao longo do tempo, exercida pelo forro interno sobre a cabeça, ilustrado pela figura 4.5, apresenta valores de força positivos nos instantes iniciais do impacto, atingindo aqui o seu valor máximo de 6409 N, aos 0,2 ms. De acordo com o referencial do modelo THIM, apresentado na figura 3.2, os valores de deslocamento, velocidade, aceleração e, conformemente, força são considerados como positivos se se encontrarem direcionados em direção à superfície de impacto. Tendo em conta tal orientação, fisicamente estes valores de força positivos indicam que o forro interno se encontra a puxar a cabeça contra a superfície rígida impactada nos referidos instantes iniciais, quando na realidade o forro deveria provocar uma reação oposta. Posteriormente, os valores de força passam a ser negativos para o restante do período de tempo, o que vai de encontro com o esperado, estabilizando num valor de -5000 N.

Para o gráfico de potência desenvolvida no crânio, apresentado na figura 4.6, verifica-se uma oscilação nos valores de potência, alternando entre valores positivos e negativos, diminuindo de amplitude gradualmente ao longo do tempo, apresentando indícios de vir a estabilizar nos instantes finais. O seu valor máximo absoluto, J_1 , de 6210 W é atingido aos 1 ms após o impacto, sendo igual ao da restrição definida para o problema, D_1 . Este valor para o critério J_1 corresponde a uma probabilidade de ocorrência de fratura do crânio de 5%.

O gráfico de aceleração da cabeça, apresentado na figura 4.7, apresenta também alguma oscilação e, à semelhança da potência, tal oscilação diminui em amplitude ao longo do tempo e tende a estabilizar nos instantes finais da janela temporal. Observam-se ainda valores positivos de aceleração nos instantes iniciais após o impacto, o que pode ser justificado pela força de controlo exercida pelo forro interno também ser positiva nos instantes iniciais da janela temporal. Após esta situação, observa-se que os valores de aceleração passam a ser negativos a partir dos 0,8 ms, situação que se encontra conforme esperado, oscilando até ao final da janela temporal, onde o valor de aceleração aparenta tender a estabilizar. Relativamente ao valor máximo absoluto da aceleração da cabeça, J_2 , este é de 185,5 g, atingido aos 1 ms, valor que se encontra abaixo do limite, D_2 , de 200 g.

O gráfico do deslocamento da parte frontal do crânio, representado na figura 4.8, apresenta um formato dentro do esperado, com valores sempre positivos ao longo da janela temporal, aumentando lentamente até atingir o seu valor máximo absoluto, J_3 , de 14,59 mm aos 5,2 ms, após este valor a parte frontal do crânio começa a recuar para a sua posição original. De referir que este valor de 14,59 mm também respeita a restrição D_3 , de 18 mm.

O valor máximo de HIC apresenta um valor máximo de 367 $\text{g}^{2.5}.\text{s}$, o que respeita o valor limite D_5 , de 1000 $\text{g}^{2.5}.\text{s}$. Este valor de HIC corresponde a uma probabilidade de lesão de 55% para MAIS 1, 21% para MAIS 2, 7% para MAIS 3 e 2% para MAIS 4, de acordo com a figura 2.3.

Relativamente ao critério J_4 , verifica-se que a totalidade de energia transmitida ao cérebro ao longo do impacto é de 0,6161 J, valor que ultrapassa consideravelmente o limite, D_4 , de 0,2334 J, sendo esperado com tal quantidade um valor equivalente de AIS de aproximadamente 3. À semelhança do caso anterior (de 10 mm), este valor indica a ocorrência de lesão severa sem perigo de vida de acordo com a tabela 2.1, pelo que o problema não pode, novamente, ser resolvido de maneira a ir de encontro ao conjunto de restrições utilizado para os critérios.

4.1.3. D_3 de 10 e 18 mm - Discussão

Embora os resultados obtidos para o primeiro problema de otimização, onde a energia transmitida à cabeça deve ser minimizada, não satisfazerem a restrição definida para o critério J_4 , tal situação já era esperada devido à análise da literatura disponível, mais especificamente por análise dos resultados obtidos por Cheng et al. (1999). Primeiro, ao observar a equação (3.13) para o cálculo do critério J_4 , que representa a energia total transmitida ao cérebro como resultado do impacto, verifica-se que o cálculo do integral engloba a diferença entre a velocidade \dot{x}_2 e a velocidade \dot{x}_1 , que essencialmente indica a velocidade do cérebro e dos restantes ossos do crânio que não sofreram impacto, relativamente à velocidade da parte do crânio que sofreu impacto. Caso esta diferença seja nula, a energia dissipada pelo amortecedor c_2 é também nula, no entanto, conforme esta diferença aumenta, maior será a quantidade de energia dissipada pelo segundo amortecedor c_2 e, consequentemente, maior será a energia transmitida ao cérebro. Em caso de impacto, a massa da parte frontal do crânio irá desacelerar de maneira distinta da massa do cérebro e restantes ossos do crânio, o que irá levar a diferenças de velocidade entre estas

duas massas. Quando o deslocamento máximo permitido para massa da parte frontal do crânio é pequeno, como é o caso do presente problema, onde este deslocamento está limitado à restrição D_3 de 10 mm e 18 mm, essa massa terá de desacelerar mais rapidamente do que teria para deslocamentos máximos com valores mais elevados, como por exemplo 50 mm. Mesmo que a sua velocidade atinja um valor nulo, o que quer dizer que o limite D_3 de 10 mm ou 18 mm foi atingido, a massa do cérebro e restantes ossos irá continuar a deslocar-se a uma velocidade distinta e maior, o que indica que o limite D_3 estabelecido para a resolução do problema não é suficientemente elevado para que ambas as massas desacelerem de maneira semelhante. Como tal, o valor de energia será maior para casos onde o deslocamento máximo permitido pela massa frontal do crânio é pequeno, em comparação com valores de deslocamento máximo maiores. Tal facto é verificado por Cheng et al. (1999), onde os seus resultados apresentam uma redução da energia dissipada pelo segundo amortecedor c_2 ao longo do impacto conforme a espessura do forro interno do capacete, a qual é igual à restrição D_3 , aumenta. Contudo, a partir dos resultados obtidos presentemente, verifica-se uma situação oposta, onde o relaxamento da restrição D_3 proporciona um valor de J_4 maior que o anterior, o que não se deveria verificar. Uma possível justificação para tal situação é que o software pode ter gerado resultados não conformes visto que a restrição D_4 , não pode ser cumprida em nenhum dos casos. Adicionalmente, Cheng et al. (1999) referem que para espessuras de forro interno pequenas será impossível obter-se valores de energia dissipada pelo segundo amortecedor c_2 menores do que o limite de 0,2334 J, indicando que esta restrição é inconsistente e não pode ser cumprida, como é o presente caso. Possivelmente o relaxamento adicional da restrição D_3 iria proporcionar valores de energia dissipada menores do que o limite de 0,2334 J. No entanto, os problemas de otimização apresentados anteriormente devem ser resolvidos para uma velocidade de impacto de 8 m/s, o que certamente irá originar valores de energia bastante maiores do que para uma velocidade de impacto de 4,85 m/s. Tal condição de impacto irá, certamente, originar resultados também inconsistentes com a restrição de energia D_4 , mesmo que a espessura do forro interno seja definida como 30 mm, o valor máximo selecionado para a gama de espessuras utilizada para a resolução dos problemas de otimização da presente dissertação.

Face ao supracitado, a procura de uma solução satisfatória para o problema de otimização no qual a energia total transmitida à cabeça, J_4 , deve ser minimizada foi, portanto, abandonada, sendo dada a prioridade à resolução do segundo problema de otimização, no qual se procura encontrar os valores ótimos da força exercida pelo forro interno do capacete de segurança de maneira a minimizar o HIC, e que é apresentado de seguida.

4.2. Segundo problema de otimização

Os resultados do segundo problema de otimização, onde o valor do HIC deve ser minimizado, encontram-se apresentados pelo conjunto das figuras 4.9 a 4.28 e pelas tabelas 4.3 a 4.7. Estes resultados foram proporcionados utilizando primeiro uma velocidade de impacto de 4,85 m/s para uma espessura de forro interno de 18 mm, partindo da situação final do primeiro problema de otimização, cujos resultados se encontram na secção anterior, e posteriormente utilizando uma velocidade de 8 m/s, com uma gama de valores limite para o critério J_3 mais abrangente, com D_3 variando de 18 mm a 30 mm. De referir que devido à impossibilidade de resolver o primeiro problema de otimização, o critério J_4 , em associação ao valor limite D_4 , foi desprezado para a resolução do segundo problema de otimização, o que vai de encontro à recomendação de Cheng et al. (1999).

4.2.1. Velocidade de 4,85 m/s

4.2.1.1. D_3 de 18 mm - Resultados

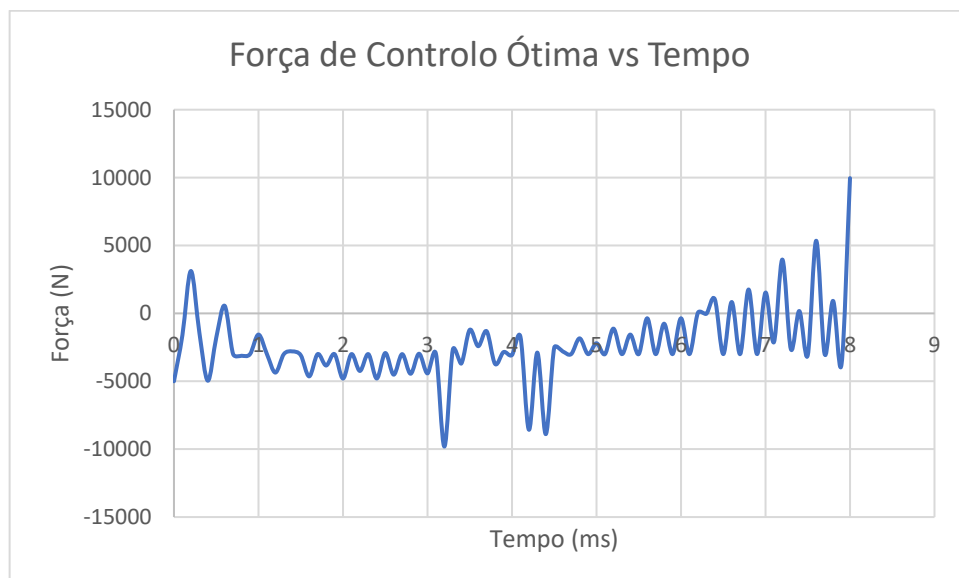


Figura 4.9: Problema 2 – Força de Controlo Ótima vs Tempo (4,85 m/s e D_3 de 18 mm)

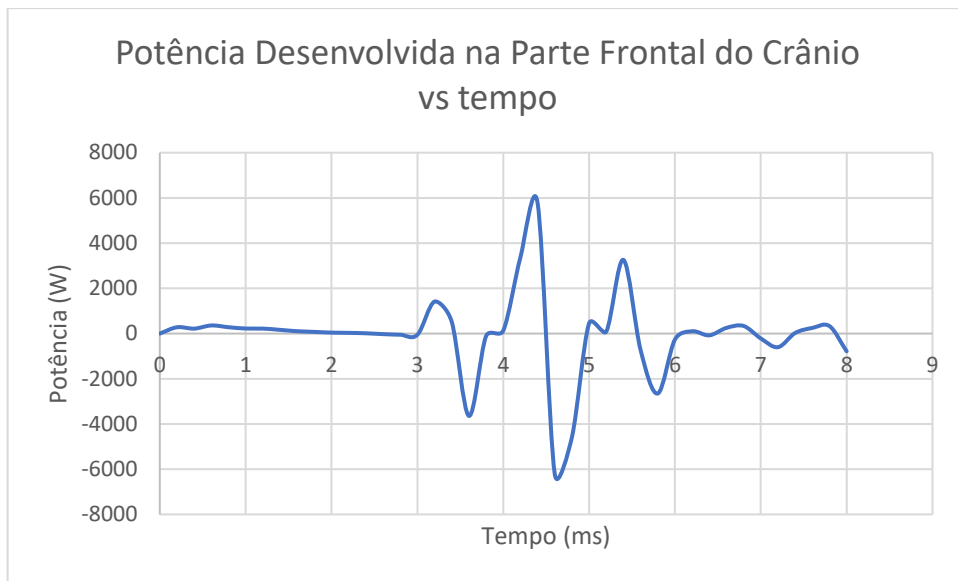


Figura 4.10: Problema 2 – Potência Desenvolvida na Parte Frontal do Crânio vs Tempo (4,85 m/s e D_3 de 18 mm)

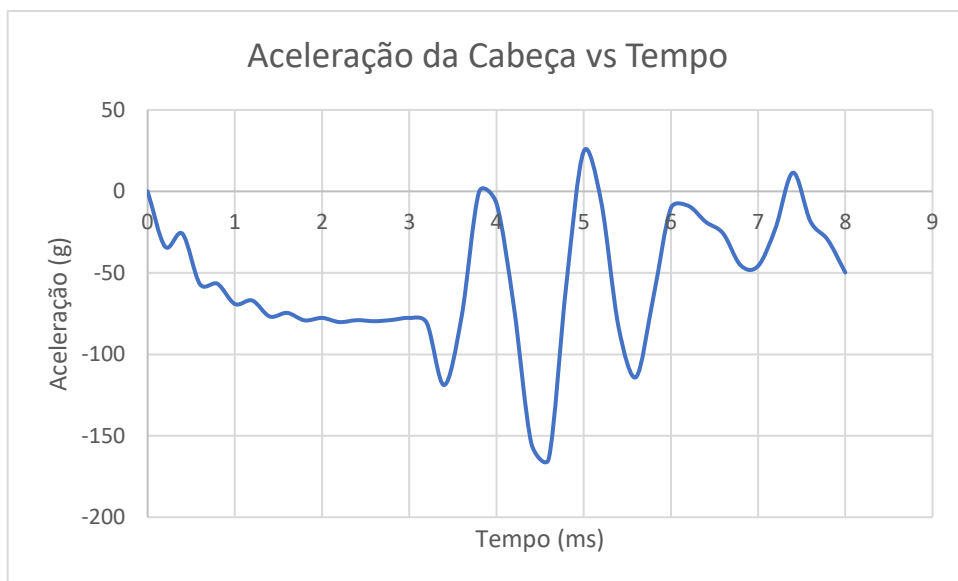


Figura 4.11: Problema 2 – Aceleração da Cabeça vs Tempo (4,85 m/s e D_3 de 18 mm)

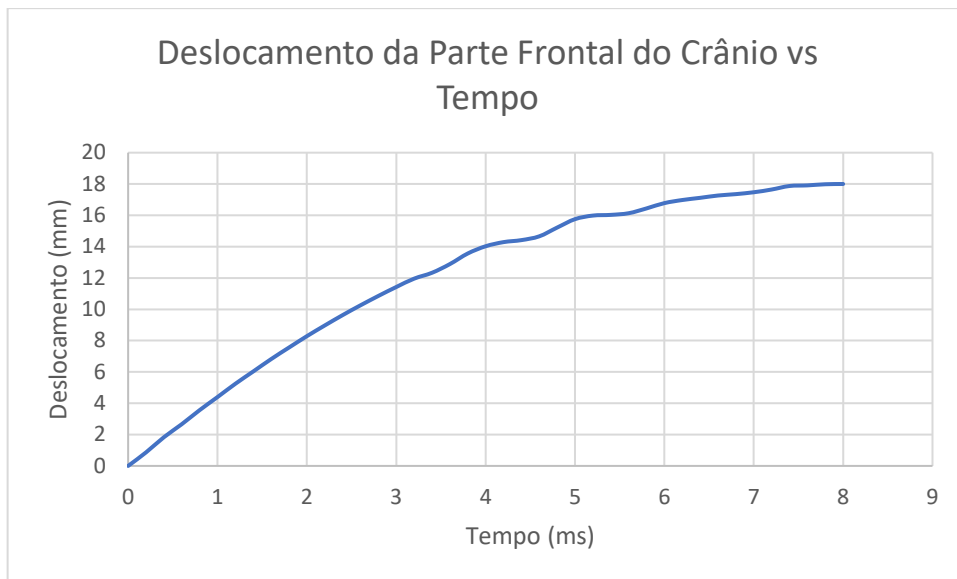


Figura 4.12: Problema 2 – Deslocamento da Parte Frontal do Crânio vs Tempo (4,85 m/s e D_3 de 18 mm)

Tabela 4.3: Problema 2 - Valores dos Critérios (4,85 m/s e D_3 de 18 mm)

Critério	J1	J2	J3	HIC
Valor	6210 W	163,9 g	18 mm	99,85 $g^{2.5}.s$

Analisando o gráfico de força ótima, representado na figura 4.9, observa-se que os valores desta oscilam constantemente ao longo de toda a janela temporal, geralmente com pequena amplitude e elevada frequência. Adicionalmente, também se verifica que estes valores de força são negativos durante grande parte do período de tempo (8 ms), possuindo apenas valores positivos nos instantes iniciais e finais da janela temporal. De referir que existem dois grandes picos de força: um aos 3,2 ms com um valor de -9808 N, depois do qual a força tende a estabilizar até aos 5 ms, começando depois a oscilar com amplitude crescente até que é atingido o segundo pico no instante final de 8 ms, com um valor de 9960 N.

Relativamente à potência desenvolvida no crânio, representada pela figura 4.10, verifica-se que os valores são relativamente baixos nos instantes iniciais e finais da janela temporal, no entanto, entre os 3 ms e 6 ms após o impacto, o valor de potência aumenta, apresentando uma oscilação de grande amplitude, atingindo o seu valor máximo positivo de 5776 W aos 4,4 ms e o seu valor máximo negativo de -6210 W aos 4,6 ms. A intensidade deste último valor corresponde ao valor máximo absoluto de potência desenvolvida no crânio J_1 , o qual é igual ao valor máximo permitido D_1 e corresponde a uma probabilidade de ocorrência de fratura do crânio de 5%.

Quanto à aceleração da cabeça, apresentada no gráfico da figura 4.11, nota-se que esta é desacelerada de maneira estável até aos 3,4 ms após o impacto, instante a partir do qual existe

oscilação de elevada amplitude, atingindo-se o valor absoluto máximo de 163,9 g aos 4,6 ms. Este valor absoluto máximo de aceleração da cabeça J_2 encontra-se abaixo do valor limite, D_2 , de 200 g.

Relativamente ao deslocamento da parte frontal do crânio, representado na figura 4.12, nota-se que este varia de maneira controlada, sem oscilação ou variações abruptas ao longo da janela temporal, tendendo a estabilizar no final da janela temporal, com um valor máximo absoluto de deslocamento J_3 , de 18 mm, o qual é precisamente igual ao valor máximo permitido para o deslocamento da parte frontal do crânio, D_3 .

Por fim, nota-se que o valor máximo de HIC ocorre dentro do intervalo de tempo de 2 ms a 4 ms após o impacto, e é de 99,85 $\text{g}^{2.5}.\text{s}$, embora o valor absoluto máximo de aceleração da cabeça tenha sido atingido depois deste intervalo. No entanto, a área do gráfico de aceleração é maior para o intervalo de 2 ms a 4 ms do que para as áreas de qualquer outro intervalo considerado, o que justifica este resultado. Este valor também respeita o valor limite, D_5 , de 1000 $\text{g}^{2.5}.\text{s}$, e corresponde a uma probabilidade de lesão de 5% para MAIS 1, 3% para MAIS 2 e 1% para MAIS 3, segundo a figura 2.3.

4.2.1.1. D_3 18 mm - Discussão

Os resultados obtidos para o segundo problema, com uma velocidade de impacto de 4,85 m/s, vão, no geral, de encontro ao esperado. Relativamente à força, esta é essencialmente negativa, contudo, verifica-se que em determinados instantes esta é positiva. De acordo com o referencial do modelo THIM, apresentado na figura 3.2, os valores de deslocamento, velocidade, aceleração e, conformemente, de força, são considerados como positivos se se encontrarem direcionados em direção à superfície de impacto. Tendo em conta tal orientação, fisicamente, estes valores de força positivos indicam que o forro interno se encontra a puxar a cabeça do utilizador contra a superfície do capacete alvo de impacto em determinados instantes, quando na realidade o forro interno deveria provocar uma reação oposta.

Ao contrário do primeiro problema de otimização, a resolução do segundo problema de otimização para uma velocidade de impacto de 4,85 m/s foi satisfatória.

Tratando o problema de otimização da minimização do critério HIC, verifica-se que o valor obtido para o mesmo (99,54 $\text{g}^{2.5}.\text{s}$) é significativamente inferior ao valor limite de 1000 $\text{g}^{2.5}.\text{s}$. A solução proporcionada para o problema cumpre as restrições colocadas para os restantes critérios J_1 , J_2 e J_3 , embora J_1 e J_3 possuam valores essencialmente iguais aos das restrições definidas, pelo que por esta solução existe uma probabilidade de 5% de ocorrência de fratura craniana e o forro interno foi completamente deformado ao longo do impacto. Tendo sido atingido o objetivo do problema para uma espessura de 18 mm com uma velocidade de impacto de 4,85 m/s, prosseguiu-se para a resolução deste mesmo problema com uma velocidade de impacto de 8 m/s e com uma gama variada de espessuras de forro interno.

4.2.2. Velocidade de 8 m/s

4.2.2.1. D_3 de 18 mm - Resultados

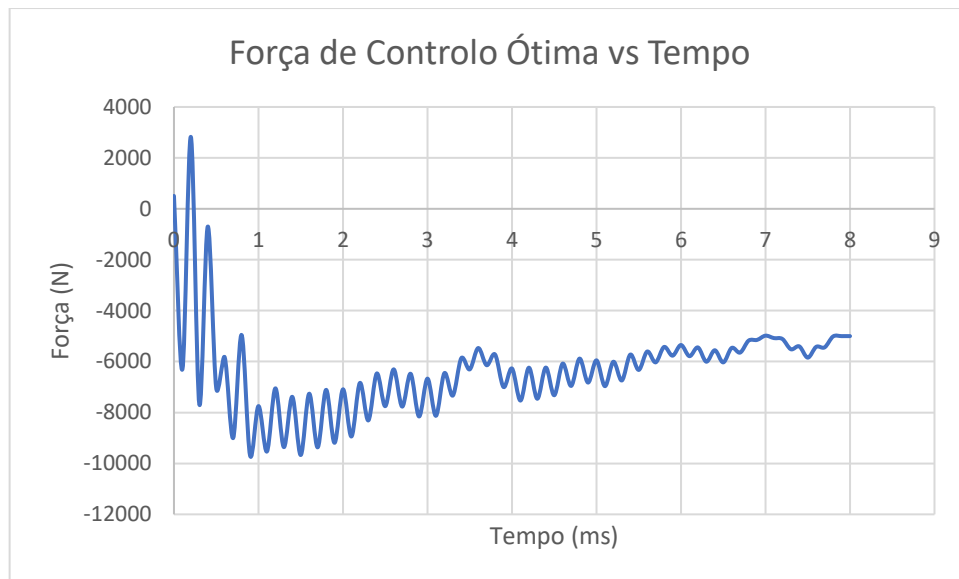


Figura 4.13: Problema 2 – Força Ótima vs Tempo (8 m/s e D_3 de 18 mm)

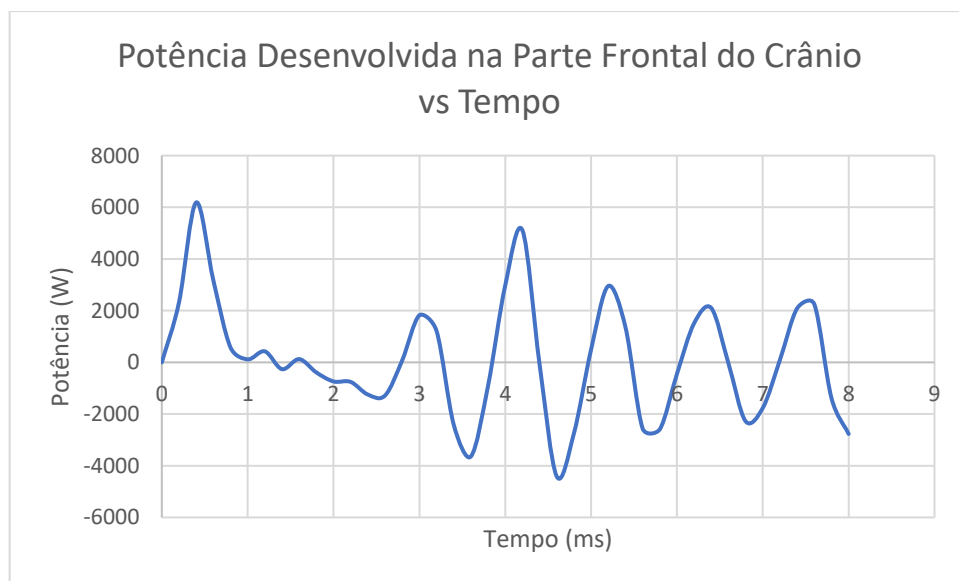


Figura 4.14: Potência Desenvolvida na Parte Frontal do Crânio vs Tempo (8 m/s e D_3 de 18 mm)

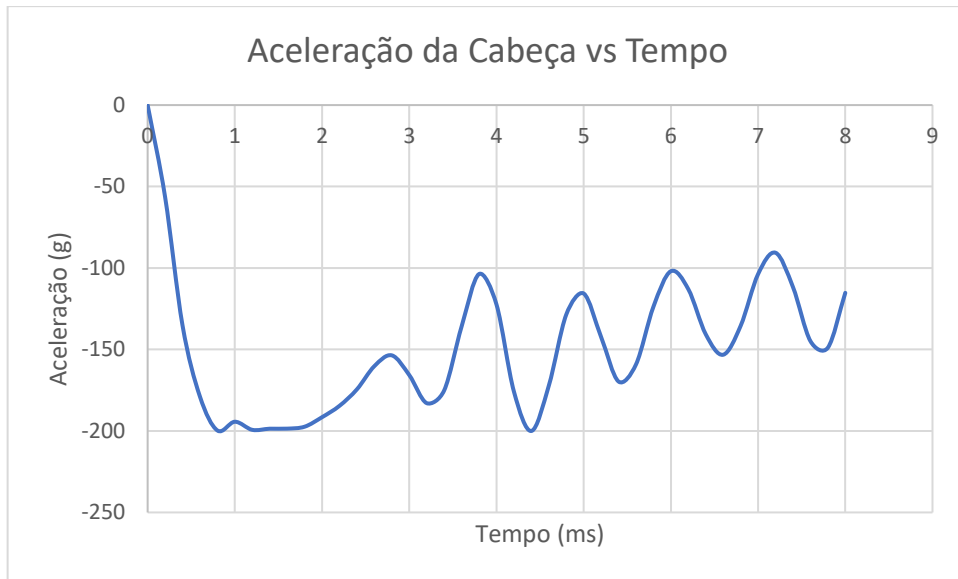


Figura 4.15: Problema 2 – Aceleração da Cabeça vs Tempo (8 m/s e D_3 de 18 mm)

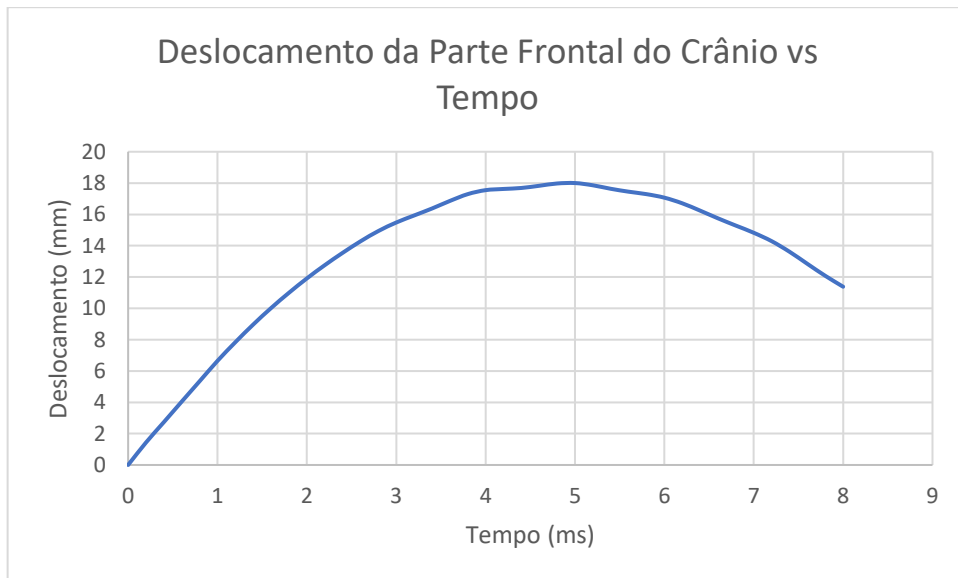


Figura 4.16: Problema 2 – Deslocamento da Parte Frontal do Crânio vs Tempo (8 m/s e D_3 de 18 mm)

Tabela 4.4: Problema 2 - Valores dos Critérios (8 m/s e D_3 de 18 mm)

Critério	J1	J2	J3	HIC
Valor	6188 W	200 g	18 mm	810,2 $g^{2.5}.s$

Os valores ótimos de força exercida pelo forro interno sobre a cabeça para uma velocidade de impacto de 8 m/s e um limite D_3 de 18 mm encontram-se apresentados no gráfico da figura 4.13. Observa-se uma oscilação de grande amplitude e frequência nos valores de força nos

primeiros instantes após o impacto, atingindo o seu valor máximo absoluto de 9682 N aos 0,9 ms, a partir de onde a oscilação dos valores diminui em amplitude, mantendo-se, no entanto, a elevada frequência. A intensidade da força diminui gradualmente até ao final da janela temporal, altura em que apresenta indícios de vir a estabilizar. De notar que estes valores de força são essencialmente negativos, o que está de acordo com o esperado, tendo em conta o referencial do modelo THIM, apresentado na figura 3.2.

Relativamente à potência desenvolvida na parte frontal do crânio, apresentada no gráfico da figura 4.14, verifica-se um pico aos 0,4 ms após o impacto, com um valor de 6188 W, posteriormente ao qual os valores de potência diminuem rapidamente até aos 2,6 ms. A partir daí os valores da potência apresentam uma oscilação de amplitude considerável, alternando entre valores positivos e negativos, até ao final da janela temporal, sem apresentarem indícios de virem a estabilizar. O referido valor de 6188 W corresponde ao valor do critério J_1 , o qual respeita o limite definido D_1 e corresponde a uma probabilidade de ocorrência de fratura do crânio de aproximadamente 4,6%.

Abordando agora a aceleração máxima atingida pela cabeça, apresentada no gráfico da figura 4.15, verifica-se que a mesma aumenta significativamente em intensidade nos instantes iniciais após o impacto, nomeadamente até aos 0,8 ms, com um valor de -199,7 g. A partir desse instante, a intensidade da aceleração diminui gradualmente até aos 2,8 ms, instante a partir do qual os valores de aceleração começam a oscilar até ao final da janela temporal. O valor máximo absoluto de aceleração da cabeça, J_2 , é atingido durante esta oscilação, aos 4,4 ms, e é de 200 g, o qual é precisamente igual à restrição definida, D_2 . De referir que os valores de aceleração são sempre negativos, o que vai de encontro com o esperado.

Em relação ao deslocamento da parte frontal da cabeça, apresentado no gráfico da Figura 4.16, verifica-se que os seus valores encontram-se dentro da conformidade, sendo possível observar um aumento gradual desse valor ao longo do tempo após o impacto, atingindo um pico de 18 mm aos 5 ms, instante a partir do qual os valores de deslocamento diminuem, indicando que a cabeça se encontra a regressar para a sua posição inicial. O pico de 18 mm corresponde ao valor do critério J_3 , o qual, à semelhança da aceleração, é precisamente igual à sua restrição correspondente, D_3 .

Por fim, o valor de HIC é de 810,2 $\text{g}^{2.5}.\text{s}$, ocorrendo no intervalo de tempo de 0 ms a 2 ms. É de referir que o intervalo de 2 ms a 4 ms possui um valor de HIC semelhante, de 810,228 $\text{g}^{2.5}.\text{s}$, o que indica que ambos os intervalos possuem o mesmo potencial de ocorrência de lesão. Os restantes dois intervalos apresentam valores de HIC consideravelmente menores. Tais resultados são esperados, mesmo tendo-se verificado o maior valor absoluto de aceleração, J_2 , fora destes intervalos, pois a área do gráfico de aceleração, apresentado pela Figura 4.14, é maior nos primeiros dois intervalos de tempo do que nos restantes. Este valor de HIC encontra-se abaixo da restrição D_5 , de 1000 $\text{g}^{2.5}.\text{s}$, e corresponde a uma probabilidade de lesão de 97% para MAIS 1, 77% para MAIS 2, 36% para MAIS 3, 10% para MAIS 4 e 2% para MAIS 5, de acordo com a figura 2.3.

4.2.2.2. D_3 de 20 mm – Resultados

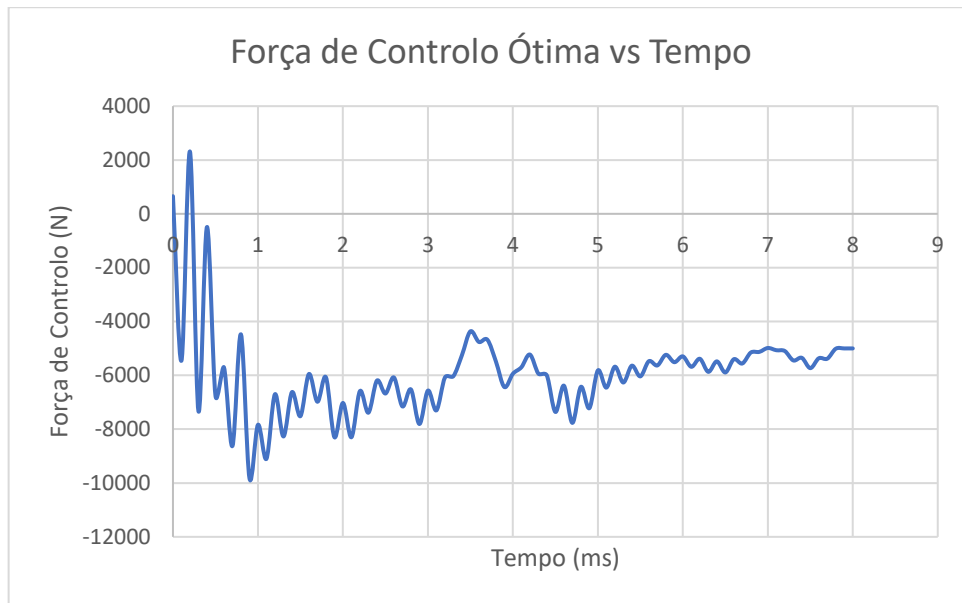


Figura 4.17: Problema 2 – Força Ótima vs Tempo (8 m/s e D_3 de 20 mm)

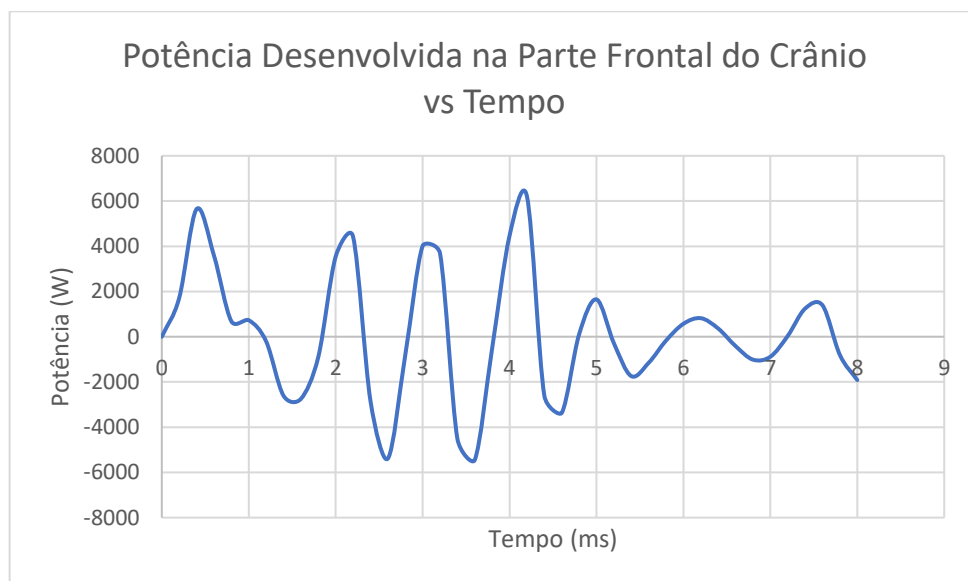


Figura 4.18: Problema 2 – Potência Desenvolvida na Parte Frontal do Crânio vs Tempo (8 m/s e D_3 de 20 mm)

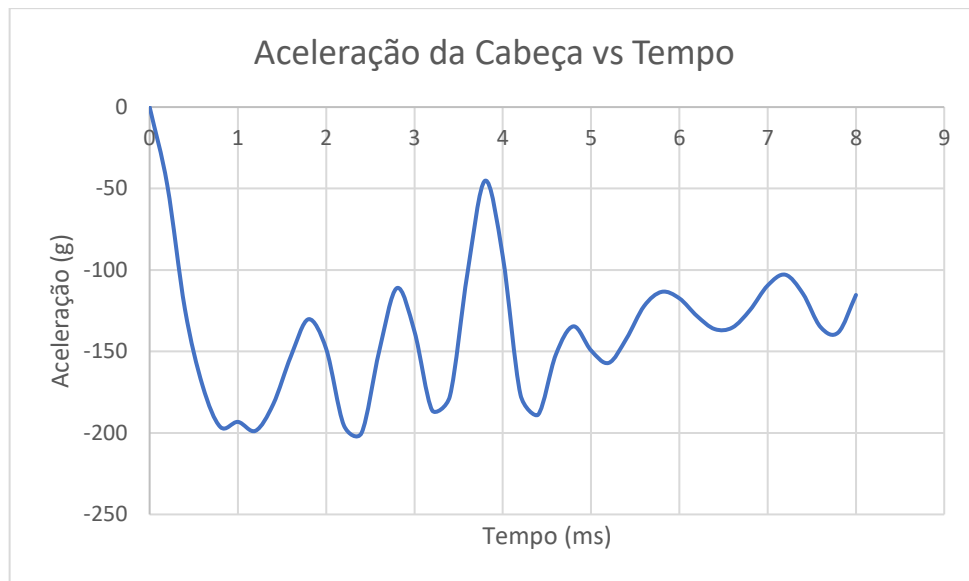


Figura 4.19: Problema 2 – Aceleração da Cabeça vs Tempo (8 m/s e D_3 de 20 mm)

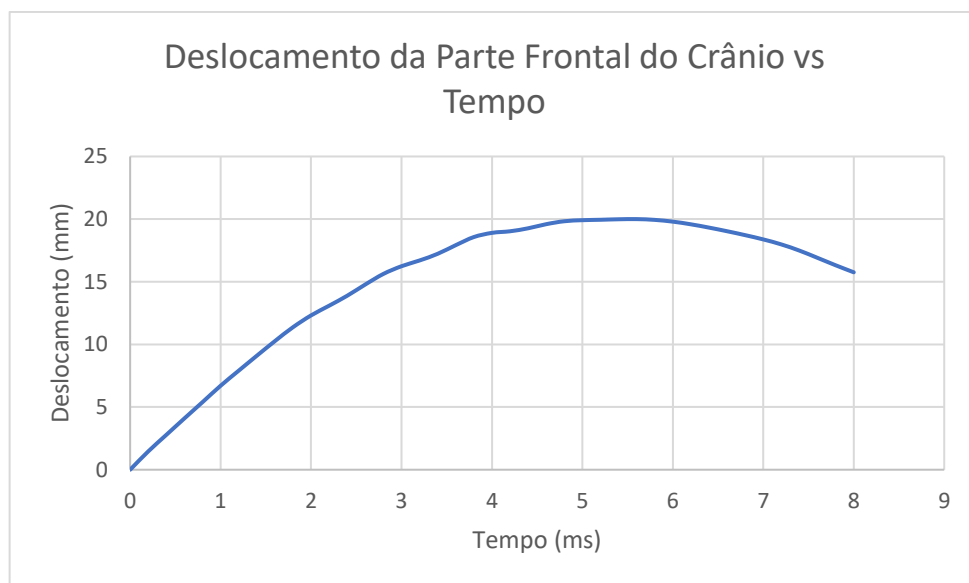


Figura 4.20: Problema 2 – Deslocamento da Parte Frontal do Crânio vs Tempo (8 m/s e D_3 de 20 mm)

Tabela 4.5: Problema 2 - Valores dos Critérios (8 m/s e D_3 de 20 mm)

Critério	J1	J2	J3	HIC
Valor	6210 W	200 g	20 mm	593,4 $g^{2.5}.s$

Abordando primeiro o gráfico de força de controle ótima, apresentado na figura 4.17, verifica-se que, nos instantes iniciais após o impacto, o valor da força apresenta uma oscilação

de elevada amplitude e frequência, a qual é posteriormente reduzida em amplitude, mas que se encontra presente durante a totalidade da janela temporal. No entanto, os valores de força diminuem em termos de intensidade nos instantes finais, apresentando tendência para estabilizar aos 7,8 ms após o impacto. A força de controlo aplicada pelo forro interno é negativa durante quase toda a janela temporal, o que vai de encontro ao esperado, apresentando um valor absoluto máximo de 9821 N.

Relativamente à potência desenvolvida no crânio, apresentada no gráfico da figura 4.18, também é verificada a presença de uma oscilação com elevada amplitude nos valores, alternando entre valores positivos e negativos, até ao instante de 4,6 ms após o impacto. A partir de 4,6 ms, os valores de potência ainda mantêm alguma oscilação, mas com uma amplitude bastante menor, até ao final da janela temporal. O valor de J_1 é de 6210 W, o qual se encontra precisamente sobre o valor da restrição D_1 , verificando-se uma restrição ativa, e corresponde a uma probabilidade de ocorrência de fratura do crânio de 5%.

Quanto aos valores de aceleração da cabeça, apresentados na figura 4.19, é possível visualizar que a cabeça é desacelerada rapidamente no início do impacto, atingindo um pico aos 0,8 ms, com um valor de -196,3 g. Os valores da aceleração, à semelhança dos valores das quantidades anteriores, também apresentam oscilação, verificando-se que os maiores valores de aceleração ocorrem até aos 4,4 ms após o impacto. A partir desse instante a intensidade da aceleração tende a diminuir até ao final da janela temporal. O valor máximo absoluto de aceleração da cabeça, J_2 , é de 200 g, atingido aos 2,4 ms após o impacto, o qual, à semelhança do valor máximo de potência desenvolvida no crânio, se encontra sobre o valor da restrição D_2 , verificando-se também uma restrição ativa.

Os valores do deslocamento da parte frontal do crânio, apresentados no gráfico da figura 4.20, variam, ao contrário das quantidades anteriores, de maneira estável, aumentando até um valor máximo de 20 mm, atingido aos 5,6 ms após o impacto, instante a partir do qual a parte frontal do crânio começa a recuar para a sua posição inicial, conforme esperado. Este valor absoluto máximo de 20 mm corresponde ao valor do critério J_3 , o qual também se encontra sobre o valor da restrição D_3 .

O HIC tem um valor de 593,4 $\text{g}^{2.5}.\text{s}$, o qual é bastante menor que o valor da restrição D_5 , de 1000 $\text{g}^{2.5}.\text{s}$, e que equivale a uma probabilidade de lesão de 88% para MAIS 1, 51% para MAIS 2, 18% para MAIS 3 e 4% para MAIS 4, segundo a figura 2.3. Este valor é atingido no primeiro intervalo de tempo $t_2 - t_1$ considerado, de 0 ms a 2 ms, no entanto é de referir que os valores de HIC para os intervalos de 2 ms a 4 ms e de 4ms a 6ms são semelhantes ao valor máximo de HIC, sendo de 593,3 $\text{g}^{2.5}.\text{s}$ e 593,4 $\text{g}^{2.5}.\text{s}$, respetivamente, possuindo, portanto, o mesmo potencial de lesão. Apenas o último intervalo possui um valor bastante inferior, de 429,3 $\text{g}^{2.5}.\text{s}$.

4.2.2.3. D_3 de 30 mm – Resultados

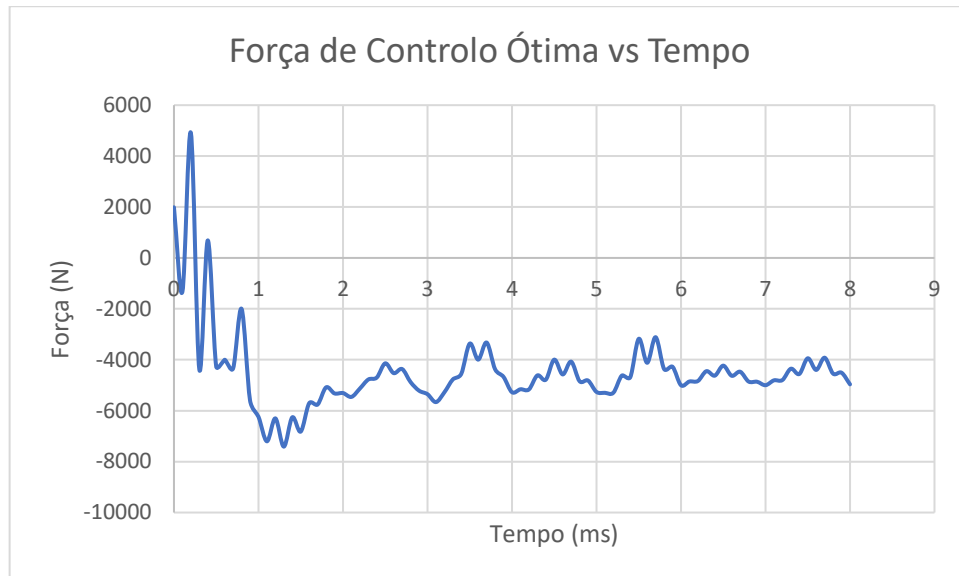


Figura 4.21: Problema 2 – Força de Controle Ótima vs Tempo (8 m/s e D_3 de 30 mm)

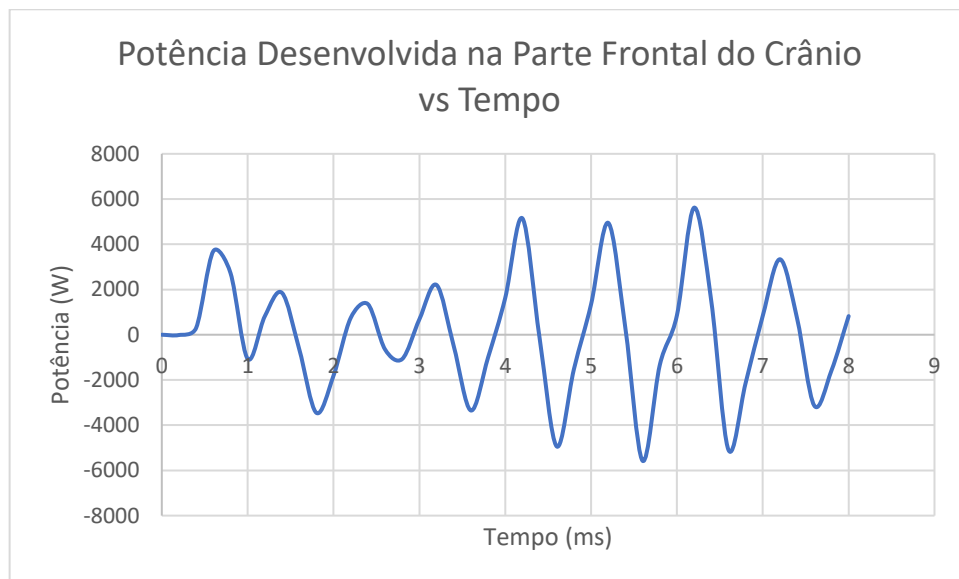


Figura 4.22: Problema 2 – Potência Desenvolvida na Parte Frontal do Crânio vs Tempo (8 m/s e D_3 de 30 mm)

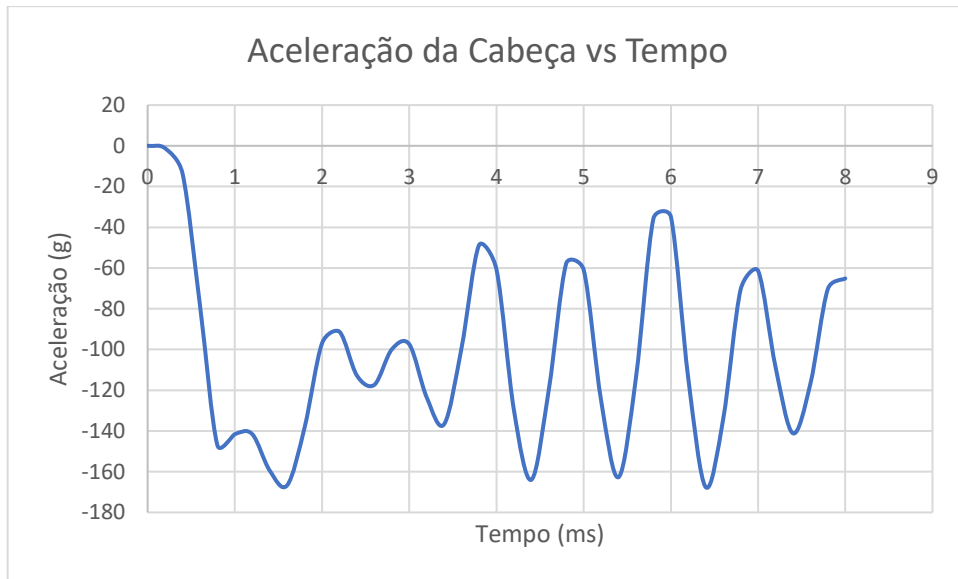


Figura 4.23: Problema 2 – Aceleração da Cabeça vs Tempo (8 m/s e D_3 de 30 mm)

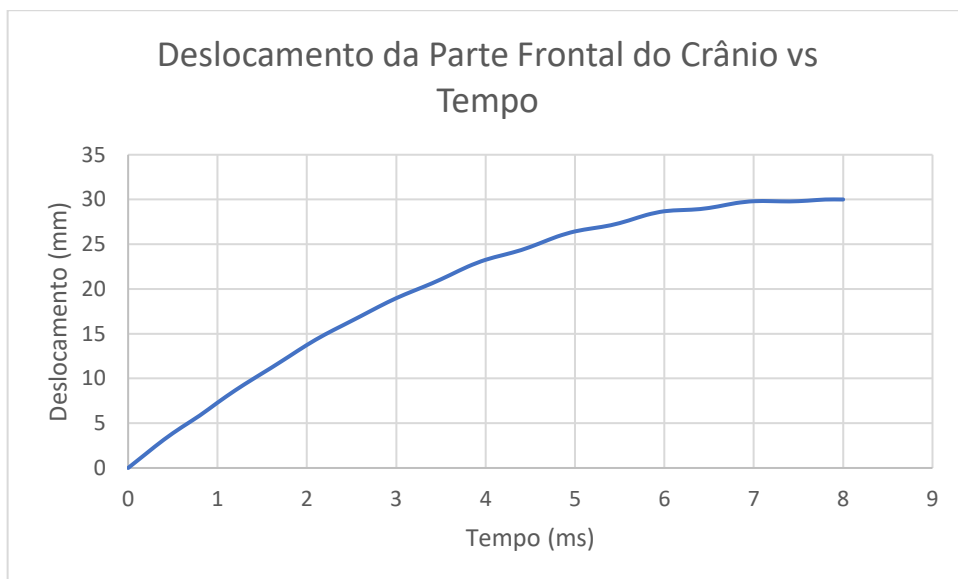


Figura 4.24: Problema 2 – Deslocamento da Parte Frontal do Crânio vs Tempo (8 m/s e D_3 de 30 mm)

Tabela 4.6: Problema 2 - Valores dos Critérios (8 m/s e D_3 de 30 mm)

Critério	J1	J2	J3	HIC
Valor	5619 W	168 g	30 mm	245 $g^{2.5}.s$

Com referência ao gráfico da figura 4.21, o qual apresenta os valores ótimos de força de controlo, verifica-se que os valores iniciais alternam entre valores positivos e negativos até aos

0,5 ms após o impacto, instante a partir do qual estes valores mantêm-se negativos durante o resto da janela temporal, o que vai de encontro ao esperado. Aos 1,3 ms após o impacto, o valor de força atinge o seu valor absoluto máximo, de 7412 N. Após este instante, os valores de força diminuem ligeiramente, verificando-se alguma oscilação até ao final da janela temporal, mas com maior amplitude até aos 6 ms.

Analisando agora os valores de potência desenvolvida na parte frontal do crânio, apresentados no gráfico da figura 4.22, verifica-se que estes possuem uma oscilação com frequência considerável ao longo de toda a janela temporal, alternando entre valores positivos e negativos, sem indícios de estabilização. Esta oscilação tem maior amplitude depois dos 3,6 ms após o impacto, a qual apresenta tendência reduzir quando é atingido o vale de -3137 W aos 7,6 ms após o impacto. O maior valor absoluto de potência, correspondente ao critério J_1 , é atingido aos 6,2 ms após o impacto, sendo de 5619 W, o qual é inferior ao valor da restrição D_1 , de 6210 W, e corresponde a uma probabilidade de ocorrência de fratura do crânio de 0,6%.

Quanto aos valores de aceleração atingidos pela cabeça, apresentados no gráfico da figura 4.23, verifica-se que a cabeça sofre desaceleração ao longo de toda a janela temporal, observando-se primeiro um aumento rápido na intensidade desta quantidade nos instantes iniciais após o impacto. Posteriormente, os valores de aceleração oscilam consideravelmente durante o restante da janela temporal, com amplitude descendente no final da referida janela temporal. Quanto ao valor máximo absoluto de aceleração da cabeça, J_2 , é de 167,6 g, o qual cumpre a restrição definida pelo limite D_2 , de 200 g.

Em relação ao deslocamento da parte frontal do crânio, apresentado no gráfico da figura 4.24, nota-se que este varia de maneira estável, ao contrário dos valores de potência e aceleração previamente discutidos, observando-se que o deslocamento aumenta regularmente, atingindo um valor máximo de 30 mm aos 7,8 ms e mantendo-se no mesmo durante o restante da janela temporal. O critério J_3 corresponde ao referido valor máximo de deslocamento de 30 mm, e encontra-se precisamente sobre o valor da restrição D_3 , verificando-se uma restrição ativa.

Neste caso, o valor máximo de HIC é de 245 $g^{2.5}.s$, correspondendo ao intervalo de tempo de 6 ms a 8 ms, e encontra-se bastante abaixo do valor da restrição D_5 , de 1000 $g^{2.5}.s$, com uma probabilidade de lesão de 33% para MAIS 1, 11% para MAIS 2, 4% para MAIS 3 e 1% para MAIS 4, de acordo com a figura 2.3. Verifica-se ainda que os restantes intervalos $t_2 - t_1$ considerados possuem todos valores de HIC bastante próximos do valor máximo de 245 $g^{2.5}.s$, indicando que os valores de aceleração média para cada um dos referidos intervalos de tempo são extremamente semelhantes, e que o potencial para ocorrência de lesão, no que diz respeito ao HIC, será essencialmente a mesma para cada um de tais intervalos de tempo.

4.2.2.4. D_3 de 18, 20 e 30 mm - Discussão

Os resultados para o segundo problema de otimização, resolvido com uma velocidade de 8 m/s, serão agora discutidos em conjunto com referência às Figuras 4.25 a 4.28 e à tabela 4.7.

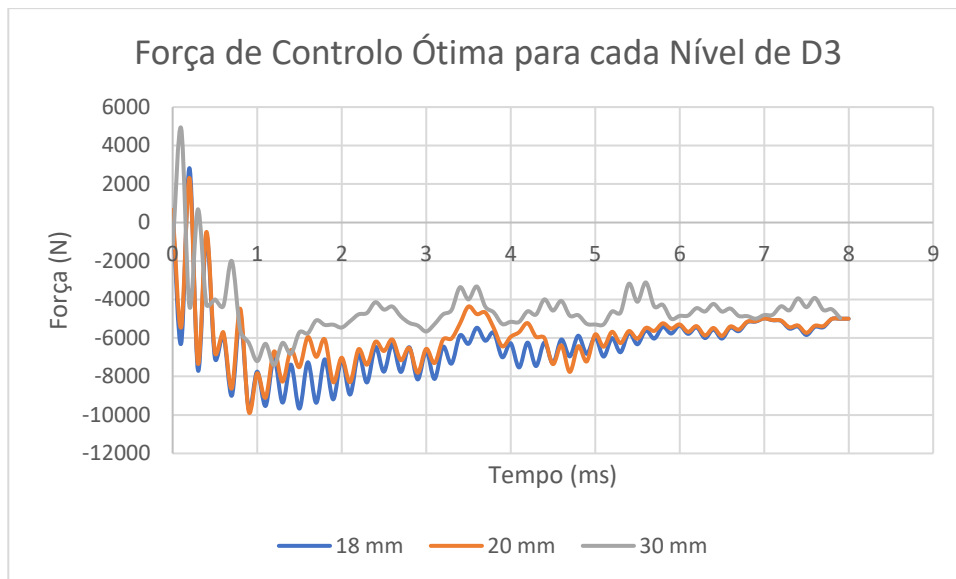


Figura 4.25: Problema 2 - Força de controlo ótima para cada nível de D_3 (8 m/s)

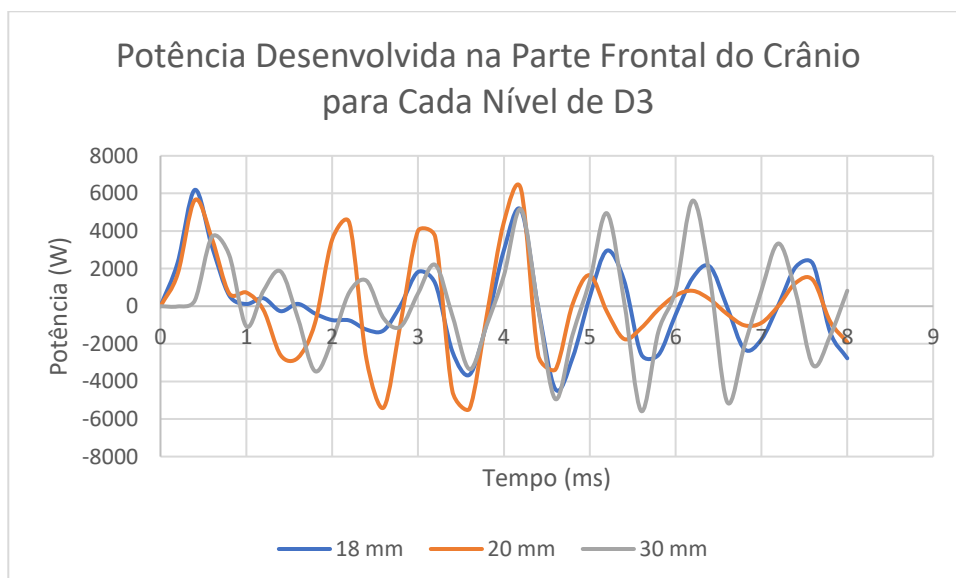


Figura 4.26: Problema 2 - Potência desenvolvida na parte frontal do crânio para cada nível de D_3 (8 m/s)

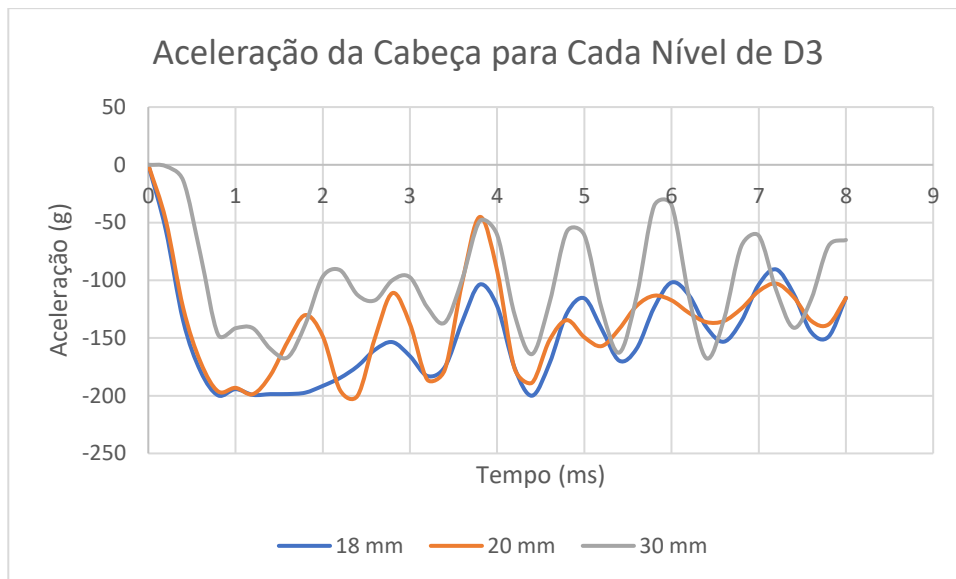


Figura 4.27: Problema 2 - Aceleração da Cabeça para cada nível de D₃ (8 m/s)

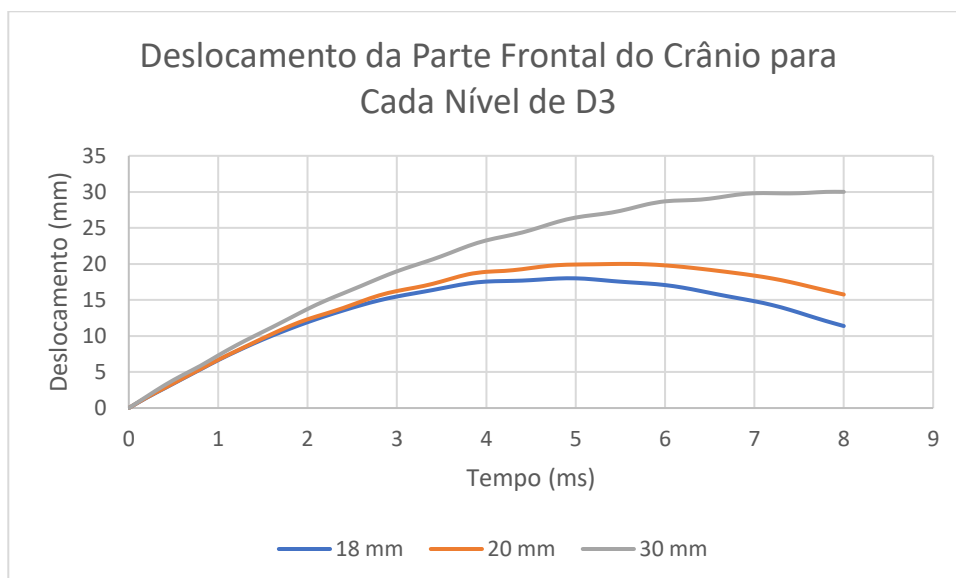


Figura 4.28: Problema 2: Deslocamento da parte frontal do crânio para cada nível de D₃ (8 m/s)

Tabela 4.7: Problema 2 - Critérios de Lesão/Desempenho para cada nível de D₃ (8 m/s)

Critério	J1	J2	J3	HIC
18 mm	6188 W	200 g	18 mm	810,2 g ^{2.5} .s
20 mm	6210 W	200 g	20 mm	593,4 g ^{2.5} .s
30 mm	5619 W	167,6 g	30 mm	245 g ^{2.5} .s

O segundo problema de otimização, que considera a determinação dos valores ótimos da força exercida pelo forro interno sobre a cabeça de modo a minimizar o HIC, foi realizado com

sucesso para os três limites de D_3 , sendo cumpridas todas as restrições definidas para os restantes critérios de lesão.

Os valores de força ótimos para cada um dos casos estão representados no conjunto dos gráficos da figura 4.25. Verifica-se que a forma dos gráficos para cada caso é bastante semelhante, atingindo-se um pico de força positivo nos instantes iniciais após o impacto, passando posteriormente esta quantidade a ter valores negativos. Note-se que esta situação, de valores de força positivos, é semelhante à que ocorreu no primeiro e segundo problemas com uma restrição D_3 de 18 mm e uma velocidade de impacto de 4,85 m/s. De acordo com o referencial do modelo THIM (figura 3.2), um valor de força positivo indica que o forro interno do capacete está a puxar a cabeça contra a superfície rígida impactada, o que não deve ocorrer. Contudo, estes valores são o resultado da solução ótima do programa de otimização, pelo que são independentes de qualquer interpretação física e aplicabilidade real. Após os instantes iniciais, os valores de força rapidamente passam a negativos, mantendo-se assim durante o resto da janela temporal, indicando que o forro interno empurra a cabeça no sentido oposto ao da superfície rígida, como era esperado. Observa-se ainda que, com o avançar do tempo, os valores de força para cada um dos casos tendem a diminuir, aparentando estabilizar num valor de -5000 N.

Os gráficos de potência desenvolvida na parte frontal do crânio, apresentados na figura 4.26, também são bastante semelhantes para cada um dos casos, verificando-se uma oscilação de grande amplitude e de frequência considerável durante a totalidade da janela temporal. Em termos do valor máximo absoluto de potência, J_1 , verifica-se que para um D_3 de 30 mm é atingido o menor valor, de 5619 W. Para uma restrição D_3 de 20 mm, o valor absoluto máximo de potência, de 6210 W, é ligeiramente maior do que para uma restrição D_3 de 18 mm, de 6188 W, embora a restrição D_3 seja um pouco mais relaxada.

Tal como nos gráficos da potência, verifica-se que a forma dos gráficos de aceleração da cabeça para cada caso, apresentados na figura 4.27, também é bastante semelhante. Todos eles apresentam uma oscilação de grande amplitude e com frequência considerável, sem indícios de virem a estabilizar. O facto da totalidade dos valores serem negativos também era esperado, visto que, após o impacto, a cabeça terá que desacelerar rapidamente. Em todos os casos verifica-se um aumento abrupto do valor absoluto da aceleração da cabeça nos instantes iniciais, no entanto, a restrição D_2 , de 200 g é cumprida para eles, pelo que os resultados são aceitáveis. Quanto ao valor absoluto máximo de aceleração atingido pela cabeça, J_2 , o caso onde a restrição D_3 é igual a 30 mm apresenta o menor valor entre os três, de 167,6 g, sendo que os restantes apresentam um valor de 200 g, iguais à restrição D_2 , verificando-se, portanto, duas restrições ativas. A semelhança do valor deste critério J_2 para os casos onde a restrição D_3 é igual a 18 mm e a 20 mm pode ser justificada pela pequena diferença (de 2 mm) entre o valor das restrições. Para o caso em que a restrição D_3 é igual a 30 mm, o facto de o valor absoluto máximo de aceleração, J_2 , ser menor pode ser justificado pelo relaxamento considerável da restrição quando comparado aos restantes dois casos, o que permite à cabeça deslocar-se mais,

relativamente ao capacete, antes de deformar a totalidade da espessura do forro interno e parar o seu movimento por completo, possibilitando, assim, que a cabeça seja desacelerada de maneira mais apropriada.

Relativamente ao deslocamento da parte frontal da cabeça para cada um dos casos, apresentado nos gráficos da figura 4.28, verifica-se que estes também possuem um formato bastante semelhante. Estes resultados encontram-se dentro da conformidade, sendo possível observar que quanto mais relaxada for a restrição D_3 , maior será o valor máximo absoluto do deslocamento da parte frontal da cabeça, J_3 . Tal critério não se encontra diretamente relacionado com a ocorrência de lesão, pelo que não existe desvantagem aparente em possuir valores maiores. O maior valor pertence ao caso onde a restrição D_3 é igual a 30 mm, seguido do de 20 mm e 18 mm. Em todos os casos o valor limite da restrição D_3 é atingido, verificando-se que apenas no caso de 20 mm e 18 mm são observados indícios da cabeça começar a recuar para a sua posição original. Para o caso onde a restrição D_3 é igual a 30 mm, verifica-se que o valor máximo de deslocamento ocorre nos instantes finais da janela temporal. Contudo, com base nos outros dois casos, é seguro supor que, se a janela temporal fosse aumentada, um comportamento semelhante seria observado.

Em relação ao HIC, comparando os valores da tabela 4.7, verifica-se que conforme a restrição D_3 é relaxada menor será o valor de HIC, tendo sido obtido um valor de 810,2 $g^{2.5}.s$ para o caso de 18 mm, 593,4 $g^{2.5}.s$ para o caso de 20 mm e de 245 $g^{2.5}.s$ para o caso de 30 mm, os quais se encontram todos abaixo da restrição D_5 , de 1000 $g^{2.5}.s$. Nestes resultados, é de salientar a discrepância de valores de caso para caso. Ao relaxar a restrição D_3 de 18 mm para 20 mm, obtém-se uma diferença no valor de HIC de 216,8 $g^{2.5}.s$ entre estes casos, e ao relaxar esta restrição de 20 mm para 30 mm obtém-se uma diferença no valor de HIC de 348,4 $g^{2.5}.s$ entre estes casos. Um aumento de 2 mm na restrição D_3 melhora consideravelmente o valor de HIC, enquanto que um aumento de 10 mm, embora proporcione valores de HIC melhores, não proporciona uma redução do valor deste critério tão grande quanto o esperado. Esta situação indica que a redução do valor do HIC não varia linearmente com o aumento da restrição D_3 , verificando-se que conforme a restrição D_3 é relaxada, a taxa de redução do valor de HIC vai diminuindo gradualmente. Como tal, é possível supor que a partir de um determinado valor de restrição D_3 , qualquer relaxamento desta restrição não irá proporcionar vantagens consideráveis, o que é de interesse, visto que esta restrição D_3 representa, essencialmente, a espessura do material do forro interno do capacete de segurança, e existem restrições de design reais para o valor desta espessura.

Embora os gráficos anteriores possuam formas semelhantes para os três casos em estudo, a partir da tabela 4.7 verifica-se que com uma restrição D_3 de 30 mm obtém-se a melhor solução para o problema, visto que os valores máximos absolutos de potência desenvolvida no crânio, J_1 , de aceleração linear da cabeça, J_2 , e o valor de HIC são menores para este caso do que para os restantes dois casos.

Capítulo 5 - Conclusões e Trabalhos Futuros

Neste trabalho foi realizada a *Limiting Performance Analysis* da força de controlo exercida pelo forro interno do capacete na cabeça do condutor numa situação de impacto com uma superfície rígida, de acordo com o conceito descrito em Balandin et al. (2001), e descrito no capítulo 3. Dois problemas de otimização distintos foram abordados nesta análise, o primeiro onde a totalidade da energia transmitida ao cérebro, como resultado de impacto, foi minimizada e o segundo onde o valor de HIC foi minimizado. Em ambos os casos, foi utilizado um conjunto de restrições aos valores máximos absolutos de potência desenvolvida na parte frontal do crânio, de aceleração linear atingida pela cabeça e de deslocamento da parte frontal do crânio. O valor da energia total transmitida ao cérebro e o valor do HIC deveriam também encontrar-se abaixo dos respetivos valores limite.

No primeiro problema de otimização, a restrição colocada à energia transmitida ao cérebro não foi cumprida, pelo que o problema não foi resolvido com sucesso. Tal situação era esperada, e é consistente com as conclusões obtidas por Cheng et al. (1999).

Ao contrário do primeiro problema, o segundo problema de otimização foi resolvido com sucesso. Todas as restrições propostas para o problema foram cumpridas nas várias soluções obtidas, verificando-se que o caso onde a restrição colocada ao deslocamento máximo permitido à parte frontal do crânio é igual a 30 mm proporciona os melhores valores de força para redução da probabilidade de ocorrência e da severidade de lesão na cabeça.

Verifica-se em grande parte dos resultados a existência de valores de força de controlo positivos nos instantes iniciais após ocorrência de impacto, situação que, em termos de interpretação física, não deveria ocorrer. Contudo, as soluções obtidas, tendo em conta o conceito de *Limiting Performance Analysis*, são independentes de qualquer material constituinte do forro interno e do design do capacete (Balandin et al., 2001), o que significa que se encontram livres de qualquer restrição de engenharia e podem não ser realizáveis na prática. Adicionalmente, este tipo de análise proporciona a minimização do valor máximo do critério de lesão a ser considerado, tendo em conta as restrições aos restantes critérios utilizados e as condições de impacto estabelecidas, o que significa que as soluções obtidas são as melhores entre qualquer outro tipo de configuração sobre as mesmas condições.

De referir que o segundo problema foi resolvido para uma velocidade de impacto de 8 m/s, que é superior à velocidade de impacto de 7,5 m/s especificada para a realização de testes de absorção de impacto de acordo com a norma ECE R 22.05 e que se encontra dentro da gama

de velocidades de impacto comuns em acidentes envolvendo motociclistas, que é de 5,83 m/s a 8,33 m/s (Richter et al., 2001), o que é de grande interesse caso as soluções obtidas sejam realizáveis na prática.

O presente trabalho apresenta, contudo, algumas limitações inerentes ao modelo THIM. Este modelo não considera as acelerações angulares, as quais se encontram normalmente presentes em acidentes envolvendo motociclistas, e que são relevantes para a ocorrência de lesão a nível cerebral (Johnson, 2000).

Para trabalhos futuros, podemos apontar a alteração do método de cálculo do HIC de modo a considerar a possibilidade de usar intervalos de tempo sobrepostos, e não adjacentes, como foi efetuado, e verificar a influência dessa alteração no valor desse indicador de lesão.

O material usado no forro interno dos capacetes tem uma lei constitutiva não linear, dependente da velocidade de deformação. A modelação desse comportamento e a otimização dos patamares de não linearidade de modo a aproximar o desempenho do material do obtido neste trabalho permitiria cumprir a função da *Limiting Performance Analysis*, aqui realizada.

Bibliografia

- Anzelius, A. (1943). The Effect of the Impact of a Spherical Liquid Mass. *Acta Pathologica et Microbiologica Scandinavica*, 48, pp.153-159.
- Balandin, D., Bolotnik, N. e Pilkey, W. (2001). *Optimal Protection from Impact, Shock, and Vibration*. Amesterdão, Holanda: Gordon and Breach.
- Balandin, D., Bolotnik, N., Crandall, J., Pilkey, W. e Purtsezov, S. (2007). Optimal Impact Isolation for Injury Prevention Evaluated by the Head Injury Criterion. *Shock and Vibration*, 14(5), pp.355-370.
- Cardoso, J., Moita, P. e Valido, A. (2008). Design and Control of Nonlinear Mechanical Systems for Minimum Time. *Shock and Vibration*, 15(3-4), pp.315-324.
- Cernicchi, A., Galvanetto, U. e Iannucci, L. (2008). Virtual modelling of safety helmets: practical problems. *International Journal of Crashworthiness*, 13(4), pp.451-467.
- Chamouard, F., Tarrier, C., Got, C., Guillion, F. e Poincare-Hurean, J. (1986). Relationship between some biomechanical and dimensional characteristics of skull and risk of Cerebral Injuries. Em: *Procedings of the International Research Council on the Biomechanics of Injury*, Zurique, Suíça, 2-4 de setembro.
- Chang, C., Ho, C. e Chang, S. (2003). *Design of a Helmet, Final Report, ME 499/599*. [online] Disponível em: <https://docplayer.net/48749312-Design-of-a-helmet-chia-yuan-chang-chih-hsiang-ho-san-yi-chang-me-499-599-fall-final-report.html>.
- Chang, L., Chang, C. e Chang, G. (2001). Fit Effect of Motorcycle Helmet. A Finite Element Modeling. *JSME International Journal Series A*, 44(1), pp.185-192.
- Cheng, Z., Pilkey, W., Crandall, J., Bass, C. e Darvish, K. (1999). Limiting Performance of Helmets for the Prevention of Head Injury. *Shock and Vibration*, 6(5-6), pp.299-320.
- Civil, I. e Schwab, C. (1988). The Abbreviated Injury Scale, 1985 Revision: A Condensed Chart For Clinical Use. *The Journal of Trauma: Injury, Infection, and Critical Care*, 28(1), pp.87-90.
- COST 327 (2001). *Motorcycle safety helmets. Final report of the action*. [online] Luxemburgo: European Communities. Disponível em: <https://sharp.dft.gov.uk/wp-content/themes/sharp2017/pdfs/COST-327-Motorcycle-Safety-Helmets-Final-report.pdf>.
- Deck, C., Baumgartner, B. e Willinger, R. (2003). Helmet optimisation on head-helmet modelling, em Hernández, S., Brebbia, C. and El-Sayed, M. *Computer aided optimum design of structures VIII*. Southampton: WIT, pp.319-328.
- Eager, D. e Chapman, C. (2007). Humpty Dumpty had a bad fall. artigo apresentado na RoSPA Playground Safety Conference, Loughborough University, Leicestershire, 15 de julho de 2006.

ECE (2002). *ECE Regulation 22.05: Uniform provision concerning the approval of protective helmets and their visors for driver and passengers of motor cycles and mopeds*. Nações Unidas.

Fenner, H., Thomas, D., Gennarelli, T., Pintar, F., Becker, E., Newman, J. e Yoganandan, N. (2005). *Final Report of Workshop on Criteria for Head Injury and Helmet Standards*. [Online] Disponível em: http://www.smf.org/docs/articles/hic/hic_workshop.pdf [Acedido a 1 de Setembro, 2018]

Fernandes, F. e Sousa, R. (2013). Motorcycle helmets—A state of the art review. *Accident Analysis & Prevention*, 56, pp.1-21.

Finan, J., Nightingale, R. e Myers, B. (2008). The Influence of Reduced Friction on Head Injury Metrics in Helmeted Head Impacts. *Traffic Injury Prevention*, 9(5), pp.483-488.

Gadd, C. (1966). Use of a Weighted-Impulse Criterion for Estimating Injury Hazard. Em: *Proceedings of the 10th Stapp Car Crash Conference, Holloman Air Force Base, New Mexico*. Warrendale: Society of Automotive Engineers. pp.164-174.

Gellert, M. (1978). A New Algorithm for Integration of Dynamic Systems. *Computers & Structures*, 9, pp. 401-408.

Gilchrist, A., Mills, N. (1994). Impact deformation of ABS and GRP motorcycle helmet shells. *Plastics Rubber and Composites Processing and Applications*, 21, pp.141-150.

Gilchrist, A., Mills, N. e Khan, T. (1988). Survey of head, helmet and headform sizes related to motorcycle helmet design. *Ergonomics*, 31(10), pp.1395-1412.

Goldstein, J. (1986). The Effect of Motorcycle Helmet Use On the Probability of Fatality and the Severity of Head and Neck Injuries. *Evaluation Review*, 10(3), pp.355-375.

Gurdjian, E., Hodgson, V., Hardy, W., Patrick, L. e Lissner, H. (1964). Evaluation of the Protective Characteristics of Helmets in Sports. *The Journal of Trauma: Injury, Infection, and Critical Care*, 4(3), pp.309-324.

Gurdjian, E., Lissner, H., Latimer, F., Haddad, B. e Webster, J. (1953). Quantitative Determination of Acceleration and Intracranial Pressure in Experimental Head Injury: Preliminary Report. *Neurology*, 3(6), pp.417-423.

Gurdjian, E., Roberts, V. e Thomas, L. (1966). Tolerance Curves of Acceleration and Intracranial Pressure and Protective Index in Experimental Head Injury. *The Journal of Trauma: Injury, Infection, and Critical Care*, 6(5), pp.600-604.

Hodgson, V. e Patrick, L. (1968). Dynamic Response of the Human Cadaver Head Compared to a Simple Mathematical Model. Em: *Proceedings of the 12th Stapp Car Crash Conference, Detroit, Michigan*. Warrendale: Society of Automotive Engineers. pp.280-301.

Holbourn, A. (1945). The Mechanics of Brain Injuries. *British Medical Bulletin*, 3(6), pp.147-149.

Hopes, P. e Chinn, B. (1989). Helmets: a new look at design and possible protection. Em: *Proceedings of IRCOBI Conference, Stockholm, Sweden*. pp.39-54.

Hutchinson, J., Kaiser, M. e Lankarani, H. (1998). The Head Injury Criterion (HIC) functional. *Applied Mathematics and Computation*, 96(1), pp.1-16.

Insurance Institute for Highway Safety, Highway Loss Data Institute. (2018). *Motorcycle Helmet Use*. [online] Disponível em: <http://www.iihs.org/iihs/topics/laws/helmetuse/mapmotorcyclehelmets?topicName=Motorcycles#map> [Acedido a 2 de agosto, 2018].

Johnson, G. (2000). Investigations on impact testing of head injury protection helmets. *International Journal of Crashworthiness*, 5(4), pp.491-502.

King, A., Yang, K., Zhang, L., Hardy, W. e Viano, D. (2003). Is head injury caused by linear or angular acceleration. Em: *Proceeding of IRCOBI Conference, Lisbon, Portugal*. pp.1-10.

Li, Y., Gao, X., Horner, S. e Zheng, J. (2017). Analytical models for the impact of a solid sphere on a fluid-filled spherical shell incorporating the stress wave propagation effect and their applications to blunt head impacts. *International Journal of Mechanical Sciences*, 130, pp.586-595.

Li, Z., Ji, C. e Wang, L. (2018). Development of a child head analytical dynamic model considering cranial nonuniform thickness and curvature – Applying to children aged 0–1 years old. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 161, pp.181-189.

Liu, B., Ivers, R., Norton, R., Blows, S. e Lo, S. (2008). Helmets for preventing injury in motorcycle riders. *Cochrane database of systematic reviews*.

Losano, R. et al. (2012). Global and regional mortality from 235 causes of death for 20 age groups in 1990 and 2010: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2010. *The Lancet*, vol. 380, pp. 2095–2128.

Marjoux, D., Baumgartner, D., Deck, C. e Willinger, R. (2008). Head injury prediction capability of the HIC, HIP, SIMon and ULP criteria. *Accident Analysis & Prevention*, 40(3), pp.1135-1148.

McIntosh, A. e Grzebieta, R. (2013). Motorcycle Helmet Standards - Harmonisation and Specialisation?. Em: *Proceedings 23rd International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles, Seoul, Republic of Korea*.

Mills, N., Wilkes, S., Derler, S. e Flisch, A. (2009). FEA of oblique impact tests on a motorcycle helmet. *International Journal of Impact Engineering*, 36(7), pp.913-925.

Motorcycle Safety Foundation (2014). *What you should know about motorcycle helmets*. [online] Disponível em: https://www.msf-usa.org/downloads/helmet_CSI.pdf [Acedido a 10 de agosto. 2018]

National Highway Traffic Safety Administration (1972). *Head Injury Criterion for Federal Motor Vehicle Safety Standard nº 208*. Washington, D.C: National Highway Traffic Safety Administration

National Highway Traffic Safety Administration (2008). *Traffic Safety Facts, Data: Motorcycles, DOTHS 811 159*. Washington, D.C: National Highway Traffic Safety Administration.

Newman, J. (1986). Generalized acceleration model for brain injury threshold (GAMBIT). Em: *Proceedings of IRCOBI Conference, Zurich, Switzerland*. pp.121-131.

Newman, J. (2005). The biomechanics of head trauma and the development of the modern helmet. How far have we really come?. Em: *Proceedings of the IRCOBI Conference, Prague, Czech Republic*. pp.1-12.

NSW Institute of Trauma and Injury Management. (2018). *Abbreviated Injury Scale (AIS)*. [online] Disponível em: https://www.aci.health.nsw.gov.au/get-involved/institute-of-trauma-and-injury-management/Data/injury-scoring/abbreviated_injury_scale [Acedido a 23 de agosto. 2018].

Ommaya, A., Yarnell, P., Hirsch, A. e Harris, E. (1967). Scaling of Experimental Data on Cerebral Concussion in Sub-Human Primates to Concussion Threshold for Man. In *Proceedings of the 11th Stapp Car Crash Conference, Anaheim, California*. Warrendale: Society of Automotive Engineers. pp.73-80.

Pinnoji, P., Mahajan, P., Bourdet, N., Deck, C. e Willinger, R. (2010). Impact dynamics of metal foam shells for motorcycle helmets: Experiments & numerical modeling. *International Journal of Impact Engineering*, 37(3), pp.274-284.

Prasad, P. e Mertz, H. (1985). The Position of the United States Delegation to the ISO Working Group 6 on the Use of HIC in the Automotive Environment. *SAE Technical Paper 851246*.

Pratellesi, A., Turrin, S., Haag, T., Scippa, A. e Baldanzini, N. (2011). On the effect of testing uncertainties in the homologation tests of motorcycle helmets according to ECE 22.05. *International Journal of Crashworthiness*, 16(5), pp.523-536.

Rice, T., Troszak, L., Ouellet, J., Erhardt, T., Smith, G. e Tsai, B. (2016). Motorcycle helmet use and the risk of head, neck, and fatal injury: Revisiting the Hurt Study. *Accident Analysis & Prevention*, 91, pp.200-207.

Richter, M., Otte, D., Lehmann, U., Chinn, B., Schuller, E., Doyle, D., Sturrock, K. e Krettek, C. (2001). Head Injury Mechanisms in Helmet-Protected Motorcyclists: Prospective Multicenter Study. *The Journal of Trauma: Injury, Infection, and Critical Care*, 51(5), pp.949-958.

Rojanavanich, V., Stalnaker, R. (1988). Parametric Studies of the Translational Head Injury Model. Em: *proceedings of the IRCOBI Conference, Begisch-Gladbach, Germany*. pp.181-194.

Sanchez-Molina, D., Velazquez-Ameijide, J., Arregui-Dalmases, C., Crandall, J. e Untaroiu, C. (2012). Minimization of Analytical Injury Metrics for Head Impact Injuries. *Traffic Injury Prevention*, 13(3), pp.278-285.

ShinSub, J. (1992), 'Development of translational head injury model (THIM) and translational energy criteria (TEC) of child', Tese de Doutorado, Ohio State University, Ohio.

Shuaeib, F., Hamouda, A., Hamdan, M., Radin Umar, R. e Hashmi, M. (2002). Motorcycle helmet: Part II. Materials and design issues. *Journal of Materials Processing Technology*, 123(3), pp.422-431.

- Shuaieib, F., Hamouda, A., Wong, S., Umar, R. e Ahmed, M. (2007). A new motorcycle helmet liner material: The finite element simulation and design of experiment optimization. *Materials & Design*, 28(1), pp.182-195.
- Snell Memorial Foundation (2010), *2010 Standard for Protective Headgear*, Snell Memorial Foundation, North Highlands, California.
- Stalnaker, R. e Low, T. (1987). A lumped parameter approach to simulate the rotational head motion. Em: *proceedings of the IRCOB Conference, Birmingham, United Kingdom*. pp.203-215.
- Stalnaker, R. e Rojanavanich, V. (1990). A practical application of the Translational Energy Criteria: evaluation of baseball and softball head impact injury potentials. Em: *proceedings of the IRCOB conference, Bron, France*. pp.225-243.
- Stalnaker, R., Lin, A. e Guenther, D. (1985). The Application of the New Mean Strain Criterion (NMSC). Em: *proceedings of the IRCOB Conference, Gothenburg, Sweden*. pp.191-209.
- Stalnaker, R., Lin, A. e Low, T. (1987). Translational energy criteria and its correlation with head injury in the sub-human primate. Em: *proceedings of the IRCOB Conference, Birmingham, United Kingdom*. pp.223-238.
- Unterharnscheidt, F. e Higgins, L. (1969). Traumatic lesions of brain and spinal cord due to nondeforming angular acceleration of the head. *Texas Reports on Biology and Medicine*, 27(1), pp.127-166.
- Vaca, F., Garrison, H., McKay, M. e Gotschall, C. (2007). National Highway Traffic Safety Administration (NHTSA) Notes. *Annals of Emergency Medicine*, 47(2), p.203.
- van den Bosch, H. (1998), 'Modelling and specifications for an improved helmet design: A literature review' Tese de Mestrado, Eindhoven University of Technology, Eindhoven.
- Versace, J. (1971). A Review of the Severity Index. Em: *Proceedings of the 15th Stapp Car Crash Conference, Coronado, California*. Warrendale: Society of Automotive Engineers. pp.771-796.
- Willinger, R., Baumgartner, D. e Guimberteau, T. (2000). Dynamic Characterization of Motorcycle Helmets: Modelling and Coupling with the Human Head. *Journal of Sound and Vibration*, 235(4), pp.611-625.
- World Health Organization (2015). *Global Status Report on Road Safety*. [online] Disponível em: http://www.who.int/violence_injury_prevention/road_safety_status/2015/en/ [Acedido a 5 de dezembro. 2018].
- Yettram, A., Godfrey, N. e Chinn, B. (1994). Materials for motorcycle crash helmets – a finite element parametric study. *Plastics and Rubber Processing and Applications*, 22, pp.215-221.
- Young, P. (2003). An analytical model to predict the response of fluid-filled shells to impact—a model for blunt head impacts. *Journal of Sound and Vibration*, 267(5), pp.1107-1126.